Aus der Medizinischen Klinik der Universität Tübingen
Geschäftsführender Direktor: Professor Dr. H. D. Waller

Experimentelle Untersuchungen zur objektiven Prüfung der Leistungsfähigkeit von Stethoskopen und ihrer Teile

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
ANGELIKA M.T. ZEH
aus Tübingen

1983

Aus der Medizinischen Klinik der Universität Tübingen
Geschäftsführender Direktor: Professor Dr. H. D. Waller

Experimentelle Untersuchungen zur objektiven Prüfung der Leistungsfähigkeit von Stethoskopen und ihrer Teile

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
ANGELIKA M.T. ZEH
aus Tübingen

1983

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan:	Professor Dr. W. Frommhold
1. Berichterstatter:	Professor Dr. K. Kochsiek
2. Berichterstatter:	Professor Dr. R. Haasis

gedruckt bei H.- J. Köhler · Reprografischer Betrieb · Tübingen

Meinen Eltern

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547612_0028

I N H A L T S Ü B E R S I C H T

		Seite
1.	Grundlagen der Untersuchungen	1
1.1	Fragestellung und Ziel der Arbeit	1
1.2	Entwicklung des Stethoskops von den Anfängen bis heute	3
1.3	Akustische Übertragungseigenschaften eines Stethoskops	4
1.4	Charakteristik des menschlichen Hörens und Einteilung der Herztöne und Herzgeräusche	5
2.	Material und Methode	10
2.1	Beschreibung der Untersuchungsmethode	10
2.2	Verwendete Materialien	11
2.3	Methodik der Untersuchungen	15
2.3.1	Versuchsdurchführungen mit handelsüblichen Stethoskopen	15
2.3.2	Reproduzierbarkeitsversuche	16
2.3.3	Versuche zur Verbesserung der Methode	16
2.3.4	Versuche zur Charakteristik der Stethoskope und ihrer Bestandteile	18
2.3.4.1	Stethoskopanpreßkraft	18
2.3.4.2	Das Halten des Stethoskops	18
2.3.4.3	Durchmesser der Stethoskopbruststücke	19
2.3.4.4	Membranen und Membranaufnehmer	20
2.3.4.5	Trichterbruststücke mit und ohne Gummiberandung	21
2.3.4.6	Schlauch und Ohrbügel	21
2.3.4.7	Vergleich der Stethoskope auf Brustwand und Porogummi	23
2.4	Methodik der Auswertung	23
3.	Methodenvergleich	25
3.1	Anforderungen an eine Meßmethode	25
3.2	Vergleich mit früheren Methoden	25
4.	Ergebnisse	
5.	Diskussion	
4.1	Reproduzierbarkeit der Methode (Beschr. s. 2.3.2)	28

		Seite
4.1.1	Interindividuelle Versuchsergebnisse	28
4.1.2	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit	28
4.2	Ergebnisse der Versuche (Beschr. s. 2.3.3)	29
5.1/5.2	Diskussion der Ergebnisse über die Reproduzierbarkeit bzw. Verbesserung der Methode	34
4.3	Der Einfluß der unterschiedlichen Andrucke des Stethoskopbruststückes (Beschr. s. 2.3.4.1)	38
4.3.1	Auf der Porogummischeibe	38
4.3.1.1	Mit Membranbruststücken (s. Tab. 2)	38
4.3.1.2	Mit Trichterbruststücken (s. Tab. 3)	40
4.3.2	Auf menschlicher Brustwand	41
4.3.2.1	Mit Membranbruststücken (s. Tab. 2)	41
4.3.2.2	Mit Trichterbruststücken (s. Tab. 3)	43
5.3	Diskussion der Ergebnisse über den Einfluß der unterschiedlichen Anpreßkraft mit dem Brustwandstück	46
4.4	Haltung der Stethoskopbruststücke (Beschr. s. 2.3.4.2)	48
5.4	Diskussion der Ergebnisse über die Haltung der Stethoskopbruststücke	50
4.5	Durchmesser von Bruststücken (Beschr. s. 2.3.4.3)	52
5.5	Diskussion der Ergebnisse über den Durchmesser von Bruststücken	54
4.6	Membranbruststücke und Membranen (Beschr. s. 2.3.4.4)	57
5.6	Diskussion der Ergebnisse über Membranbruststücke und Membranen	62
4.7	Trichterbruststücke mit und ohne Gummiberandung (Beschr. s. 2.3.4.5)	67
5.7	Diskussion der Ergebnisse über Trichterbruststücke mit und ohne Gummiberandung	68
4.8	Der Einfluß des Stethoskopschlauches (Beschr. s. 2.3.4.6)	70

Seite

4.8.1 Der Schlauch 70
4.8.2 Einfach- und Doppelschlauchsystem 70
4.8.3 Schlauchlänge 71
4.8.4 Schlauchdicke, Schlauchlumen, Schlauchmaterial 72

5.8 Diskussion der Ergebnisse mit den Schläuchen 75

5.8.1 Der Einfluß des Schlauches 75
5.8.2 Einfach- und Doppelschlauchsystem 75
5.8.3 Schlauchlänge 77
5.8.4 Schlauchdicke, Schlauchlumen, Schlauchmaterial 79

4.9 Der Einfluß der Ohrbügel (Beschr. s. 2.3.4.6) 81

5.9 Diskussion der Ergebnisse über den Einfluß der Ohrbügel 82

4.10 Der Einfluß der verschiedenen Brustwandsimulatoren (Beschr. s. 2.3.4.7) 83

5.10 Diskussion der Ergebnisse über den Einfluß der Brustwandsimulatoren 86

4.11 Vergleichende Untersuchungen zwischen Trichter- und Membranbruststücken verschiedener Stethoskope 88

5.11 Diskussion der Ergebnisse über den Vergleich verschiedener Membranbruststücke mit Trichterbruststücken 93

4.12 Vergleich einiger handelsüblicher Stethoskope bei Prüfung auf der Brustwand 95

5.12 Diskussion über den Vergleich einiger handelsüblicher Stethoskope 97

6. Zusammenfassung und Ergebnis 99

7. Literaturverzeichnis 107

8. Anhang: Abbildungen 115

9. Lebenslauf

1. GRUNDLAGEN DER UNTERSUCHUNGEN

1.1 FRAGESTELLUNG UND ZIEL DER ARBEIT

Seit über 100 Jahren benützen Arzt und ärztliches Hilfspersonal täglich das von Laënnec erfundene und inzwischen weiterentwickelte Stethoskop zur Beurteilung von Herztönen und -geräuschen, zur Erkennung von Erkrankungen der Lunge oder Atemwege, zur ungefähren Größenbestimmung der Leber. Bei Erkrankungen im Bereich des Magen-Darm-Traktes und des Gefäßsystems ist es ebenso ein einfaches und unentbehrliches Hilfsmittel wie für den Anästhesisten zur kontinuierlichen präkordialen Auskultation der Herztöne (2,4,5). Eine immer größere Bedeutung hat das Stethoskop auch für das ärztliche Hilfspersonal auf Intensivstationen sowie in den Operationsräumen erlangt (27,39). Um allen diesen verschiedensten Anforderungen gerecht zu werden, sollten hohe Ansprüche an ein Stethoskop gestellt werden. Auf dem Markt befindet sich eine Vielzahl der unterschiedlichsten Stethoskope, die sich in Art, Größe und Form der Bruststücke, durch das Schlauchsystem, die Schlauchmaterialien, die Ohrbügel und das Gewicht unterscheiden. Alle Stethoskope, die angeboten werden, haben keine Referenzen für ihre physikalischen Eigenschaften; ihre Anschaffung erfolgt deshalb aufgrund verschiedenster Gesichtspunkte (13): Man kauft z.B. auf Empfehlung des Ausbilders oder Vertreters mitunter ein neu herausgekommenes Stethoskop. In den letzten Jahren ging der Trend zunehmend zu den ganz leichten Stethoskopen.

In diesem Zusammenhang ist die Mitteilung von Michold (30) zu erwähnen, daß bei 30 Patentanmeldungen von Stethoskopen in den USA zwischen 1939 und 1967 überhaupt nur in einem einzigen Falle der Versuch gemacht wurde, objektive, wissenschaftliche Unterlagen über die Leistungsfähigkeit des Stethoskopes anzugeben. Die Möglichkeit, dieses für den Arzt so wichtige Werkzeug aus einer so großen Anzahl verschiedenartiger Modelle aussuchen zu können, beweist, daß trotz der

Weiterentwicklung vom Laënnec'schen monauralen Holzstethoskop zum modernen binauralen Schlauchstethoskop zwar große Fortschritte erzielt worden sind, die Voraussetzungen für ein "ideales" Stethoskop aber noch immer nicht in einem Instrument verwirklicht werden konnten.

In einer Umfrage der Zeitschrift "Medical Tribune" (42) wurden namhafte Ärzte über ihr Stethoskop befragt. Mit ihren - sehr unterschiedlichen - Stethoskopen waren alle zufrieden, hielten es jedoch nicht für ganz ideal. Immer wieder wurde von ihnen betont, daß es im Umgang mit dem Stethoskop besonders auf die Gewöhnung ankomme und auf das, "was zwischen den Ohrbügeln sei".

Im Gegensatz zu der Vielzahl der Stethoskopausführungen gibt es nur wenige Arbeiten, in denen Methoden beschrieben wurden, die eine wissenschaftliche Grundlage für die Stethoskopweiterentwicklung beinhalten. Hauptsächlich auf den Erkenntnissen der Untersuchungen von Rappaport/Sprague (34,35) haben weitere Autoren die Prüfung und Entwicklung von Stethoskopen aufgebaut (4,6,12,13,18,20,30). Es werden dabei jedoch vorwiegend Einzelteile mit z.T. wenig praxisgerechten Methoden, nicht aber das Instrument als Ganzes, wie es bei der klinischen Auskultation zur Anwendung kommt, getestet.

So war der Ausgangspunkt für diese Arbeit das Fehlen einer geeigneten objektiven Prüfmethode. Dazu kam, daß bei Untersuchungen über die Objektivierung und automatische Darstellung des Klangcharakters der Herzgeräusche die verschiedenen Stethoskope in den verschiedenen Frequenzbereichen eine durchaus unterschiedliche Leistungsfähigkeit aufwiesen. Es wurde deshalb im FraunhoferInstitut für Informations- und Datenverarbeitung versucht, eine praktikable Methode zur objektiven Prüfung der physikalischen Eigenschaften des Stethoskops und seiner Teile zu schaffen.

Das eigentliche Ziel dieser Arbeit bestand darin, diese Methode zum ersten Mal zu erproben, sie gegebenenfalls zu verbessern und so letztlich die Grundlagen für die Optimierung des Stethoskops zu schaffen.

Die folgenden Ausführungen 1.2 - 1.4 haben mit den eigentlichen Untersuchungen nichts unmittelbar zu tun. Mittelbar stehen sie jedoch in engem Zusammenhang insofern, als sie die Grundlagen zum Verständnis der Untersuchungen bilden.

1.2 ENTWICKLUNG DES STETHOSKOPS VON DEN ANFÄNGEN BIS HEUTE

Schon vor der Entdeckung des sogenannten "Stethoskops" wurden von einigen Ärzten mit Hilfe der direkten Auskultation Zustand und Funktion innerer Organe beurteilt. So beschreibt Hippokrates in seinem Werk "De morbis" die von ihm angewandte Methode, ein Ohr auf die Brust des Patienten zu legen und zu horchen ("Succussio Hippokratis").

Erst im Jahre 1816 machte der französische Arzt René Théophile Hyacinthe Laënnec eine für die Medizin so segensreiche Erfindung. Bei einer Patientin konnte er die direkte Auskultation aus moralischen Grundsätzen und wegen deren Dickleibigkeit nicht vornehmen. Deshalb nahm er - sich erinnernd, daß Töne verstärkt werden, wenn sie durch bestimmte feste Körper geleitet werden - ein Blatt Papier, rollte es zu einem Zylinder und konnte mit diesem "Rohr" die Herztöne deutlicher als je zuvor wahrnehmen. Weitere Experimente führten so zum ersten "Stethoskop", wie Laënnec seine Erfindung nach den griechischen Worten "στηθος" = Brust und "σκοπειν" = betrachten nannte. Es bestand aus einem Holzzylinder von 30,48 cm (one foot) und 3,8 cm Durchmesser. Zum bequemeren Tragen war es in zwei Teile zerlegbar. Eine kleine Öffnung durchzog es von oben nach unten und endete in einer trichterförmigen Mulde, die mit einem kleinen hölzernen Stöpsel verschlossen werden konnte, je nachdem, welche Geräusche man hören wollte. Nach intensiven Forschungen mit dieser neu-

en Art, Krankheiten zu diagnostizieren, veröffentlichte Laënnec 1819 ein Buch über die Auskultationstechnik: "Traité de la auscultation médiate", in dem er die Zusammenhänge zwischen den erzeugten Tönen und Geräuschen und den ihnen zugrundeliegenden Krankheiten und anatomischen Defekten beschrieb.

Trotz massiver Kritik an der Verwendung dieses Hilfsmittels, das als "unter der Würde" eines Arztes angesehen wurde, war die Weiterentwicklung des Stethoscops in der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts nicht mehr aufzuhalten. 1828 stellte Piorry das moderne monaurale Stethoskop mit einer Olive und einem trompetenförmigen Brustsẗück vor.

Die ersten binauralen Stethoskope wurden nach 1850 u.a. von C.J.B. Williams, A. Leared und G.P. Cammann entwickelt. Ein weiterer entscheidender Fortschritt war die Entwicklung eines Brustsẗückes, das mit einer feinen, über die Öffnung gespannten Membran zur besseren Übertragung bestimmter Klänge versehen war (Dr. Marsh, 1951) (37). In seiner heutigen Form geht das Membranbrustsẗück auf Bowles (1901) zurück.

Wenn auch in der Entwicklung der Stethoskope in den letzten Jahrzehnten nichts grundsätzlich Neues geschaffen wurde, so wurde doch versucht, mit Hilfe der Elektronik die Auskultationsmöglichkeit weiter zu verbessern (1,9,15,16).

1.3 AKUSTISCHE ÜBERTRAGUNGSEIGENSCHAFTEN EINES STETHOSKOPS

Bei einem Stethoskop lassen sich durch den komplexen Aufbau die akustischen Eigenschaften als Ganzes nicht mathematisch genau beschreiben. Lediglich die einzelnen Bestandteile wie Membran, Trichter, Schlauch und Ohrbügel lassen eine gewisse meßtechnische Behandlung zu (33). Die Funktion des Stethoskops beruht auf einer schwingenden, gegenüber der Umgebung abgeschlossenen Luftsäule. Diese wird bei Trichterbrustsẗükken über die schwingende Haut angeregt; bei Membranbrust-

stücken wird durch die Haut zuerst die Membran, dann die Luftsäule im Stethoskop in Schwingung versetzt (4).

Ein Stethoskop ist meistens mit zwei Bruststücken ausgestattet: einem Bowles-Membranbruststück, besonders geeignet für mittel- und hochfrequente Geräuschphänomene, und einem Ford-Trichterbruststück, in erster Linie für niedere Frequenzanteile und - wegen seines geringen Durchmessers - für eng umschriebene Areale (34). Auf diese Weise sollen mit den zwei Bruststücken die Schwingungen mit minimaler Verzerrung und geringstmöglichem Amplitudenverlust übertragen werden (24).

Weitere Ausführungen sind in den entsprechenden Kapiteln abgehandelt (5.6, 5.7, 5.8).

1.4 CHARAKTERISTIK DES MENSCHLICHEN HÖRENS UND EINTEILUNG DER HERZTÖNE UND HERZGERÄUSCHE

Das menschliche Ohr ist ein sehr empfindlicher Indikator für mechanische Schwingungen und Wellen im Frequenzbereich von 20 - 22.000 Hz, wobei die obere Grenze mit dem Alter absinkt. Man unterscheidet allgemein beim Hören (8,31):

- Töne = Sinusschwingungen einer ganz bestimmten Frequenz;
- Klänge = nichtsinusförmige, aber periodische Schwingungen mehrerer Frequenzen, bestehend aus Grund- und mehreren Obertönen.
- Geräusche = unperiodische Schwingungen, die fast das gesamte im Hörbereich gelegene Frequenzspektrum enthalten.

Bei den Auskultationsphänomenen am Herzen unterscheidet man ebenfalls Töne und Geräusche (21,38). Die Geräusche entsprechen den obengenannten physikalischen Definitionen. Die sogenannten "Herztöne" sind physikalisch gesehen auch Geräusche, werden aber wegen ihrer kurzen Dauer als tonartig emp-

funden. Als drittes gibt es noch das tonale ("musikalische") Geräusch, bei dem der Gehöreindruck von Sinusschwingungen mit mehr oder weniger Obertönen (Klängen) bestimmt wird.

Der Bereich der Herztöne und -geräusche liegt in der Regel zwischen 30 und 1000 Hz (s. Abb. 1).

Welche Möglichkeiten hat nun das Ohr, Töne bzw. Geräusche zu unterscheiden (34)?

1. Aufgrund verschiedener Frequenzen bzw. Tonhöhen. Es ist möglich, zwei Töne, die um 0,3% verschiedene Frequenzen besitzen, zu unterscheiden. Allerdings kann das Ohr diese Differenzierung nur in einem engen Frequenzbereich treffen (bei etwa 3000 Hz), während vor allem in den extremen Bereichen der Frequenzskala sowie bei niederen Pegeln diese Möglichkeit immer mehr nachläßt.

   Bei 60 Hz ist eine Unterscheidung von zwei Tönen nur möglich, wenn sich ihre Frequenzen um 20% (entsprechend 12 Hz) unterscheiden, bei 3000 Hz ist dies schon bei einem Frequenzunterschied von 0,3%, also 9 Hz, möglich.

   Beträgt die Intensität nur 10 dB, ist eine Unterscheidung von zwei Tönen nur möglich, wenn ihre Frequenzen zwischen 200% und 300% differieren.

2. Aufgrund von Intensitätsunterschieden: Schon wenn sich der Schalldruckpegel um 1 dB ändert, werden zwei Töne gleicher Frequenz als unterschiedlich empfunden; allerdings muß dann die Intensität mehr als 50 dB betragen. Die Änderung im Geräuschniveau bei Intensitäten unter 50 dB macht sich wie folgt bemerkbar:

Wechsel im Niveau um:	subjektiver Effekt:
3 dB	gerade wahrnehmbar
5 dB	deutlich wahrnehmbar
10 dB	doppelt so laut

(aus Acoustic Noise Measurements (14)).

Das Ohr entdeckt dabei relative Unterschiede von Frequenzen besser als solche von Intensität.

Zusätzlich spielt bei der Auskultation auch der minimale Zeitbetrag, den ein Ton haben muß, um den Hörmechanismus in Gang zu setzen, eine Rolle. So nimmt die Fähigkeit des Ohres, einen Ton von kurzer Dauer wahrzunehmen, ab, wenn die Dauer abnimmt (Stewart, zitiert in 34).

Die Herztöne und -geräusche verlieren auf ihrem Weg durch den Körper - in Abhängigkeit von der Elastizität, Viskosität und Dichte des Mediums - Energie: Je länger die Wegstrecke, desto mehr. Ein Großteil der Energie geht dabei durch Reflexion und Brechung, ein geringerer Anteil durch Streuung verloren.

So erreicht nur ein kleiner Teil der Energie der Töne und Geräusche von Herz und Lunge die Oberfläche, hauptsächlich auf dem "Weg des geringsten Widerstandes". (Vgl. dazu die Auskultationspunkte der einzelnen Herzklappen!).

Betrachtet man die Verteilung der Energie bei den Herztönen, aufgezeichnet mit einem Instrument, das - anders als das menschliche Ohr - für alle Frequenzen gleich sensibel ist, so beträgt der Energiebetrag zwischen 50 und 60 Hz 56%, zwischen 60und 70 Hz 27% und fällt dann sehr schnell ab; ab 100 Hz ist er vernachlässigbar klein. Da das menschliche Ohr jedoch mit ansteigender Frequenz immer empfindlicher reagiert -die größte Empfindlichkeit liegt zwischen 2000 und 4000 Hz- beträgt das Verhältnis der Lautstärke zwischen 50 und 60 Hz

und zwischen 140 und 150 Hz nicht 400:1, wie die technische Aufzeichnung erwarten läßt, sondern weniger als 10:1!

Die Einteilung der Herztöne und -geräusche in bestimmte Frequenzbereiche geht auf Williams/Dodge (41) und Cabot/Dodge (3) zurück. So liegt der Hauptenergiebereich bei den Herztönen und niederfrequenten Geräuschen unter 140 Hz, der der mittelfrequenten vorwiegend unter 240 Hz und der der hochfrequenten über 240 Hz (s. Abb. 2). Williams/Dodge glaubten, daß neben diesen "Hauptbereichen" zusätzliche Frequenzbereiche vorkommen, die nicht für den "pitch", d.h. für den Frequenzbereich des Gehöreindruckes entscheidend, sondern für die "Qualität" des Geräusches (z.B. gießend, brummend, rumpelnd usw.) verantwortlich sind.

Interessant ist vielleicht noch der Vergleich der Frequenzbereiche der Atemgeräusche (41).

1. Vesikuläratmen:	150 Hz bis über 1000 Hz
2. Bronchialatmen:	240 Hz bis 1000 Hz
3. Amphorisches Atmen:	240 Hz bis 660 Hz
4. Krepitationen:	über 750 Hz

Nun noch einige Worte zum Maskierungseffekt:
In einer sehr lauten Umgebung ist die Verständigung nur dann vollständig möglich, wenn die Intensität bzw. Lautstärke angehoben wird. Demselben Phänomen begegnet man beim Auskultieren: Sind sehr viele Geräusche - vom Herzen oder aus der Umgebung (Reiben der Haare auf der Membran, Vibrieren der Schläuche, Unterhaltung neben dem Auskultierenden) - vorhanden, fällt es oft schwer, ganz bestimmte Töne und Geräusche zu entdecken. Untersuchungen dazu haben ergeben (33):

1. Ein Geräusch mit einem auch nur beschränkten Frequenzspektrum verursacht eine stärkere Maskierung als ein reiner Ton (mit einer dieser Frequenzen) derselben Intensität.

2. Bei einer niederen Tonhöhe ist der Maskierungseffekt auf ein kleines Spektrum um die Hauptfrequenz des maskierenden Geräusches begrenzt; steigt die Tonhöhe an, so wird auch das Frequenzgebiet, das maskiert werden kann, größer.

3. Der Maskierungseffekt ist nicht symmetrisch um die Hauptfrequenz des maskierenden Geräusches verteilt, sondern bevorzugt die Frequenzen, die oberhalb davon liegen.

4. Mayer (zitiert in 33) postulierte noch: Tiefe Töne können höhere vollständig maskieren, während es umgekehrt nicht vollständig möglich ist.

Einschränkend ist dazu zu sagen, daß ein tiefer Ton einen hohen, frequenzmäßig weit entfernten Ton nur dann vollständig verdecken kann, wenn der tiefe Ton eine beträchtliche Intensität besitzt; ein hoher Ton kann einen tieferen dann leicht maskieren, wenn die Frequenzen nahe beieinander liegen.

Bei komplexen Geräuschen - bestehend aus mehreren Frequenzen - bewirkt eine Intensitätsanhebung, daß die niederfrequenten Anteile deutlicher herauskommen, da die höherfrequenten Töne maskiert werden.

Eine weitere Art des "Verdeckens" besteht noch darin, daß z.B. recht laute Herztöne und Herzgeräusche das Ohr so ermüden, daß es weniger intensive Geräusche einfach "überhört".

2. MATERIAL UND METHODE

2.1 BESCHREIBUNG DER UNTERSUCHUNGSMETHODE

Beim Meßaufbau (Abb. 3) wird ein Schwingtisch von einem Sinusgenerator gleitender Frequenz über einen Leistungsverstärker gesteuert. Um die Beschleunigung des Schwingtisches über der Frequenz konstant zu halten, wird mit einem Kontrollbeschleunigungsaufnehmer die Ausgangsspannung des Wobbelgenerators entsprechend geregelt. Auf diese Weise fällt die Schwingamplitude mit wachsender Frequenz f proportional f^{-2} ab. Da die Herzschallamplitude am Thorax mit f^{-2} bis f^{-3} abfällt (17), ist dies eine physiologisch sinnvolle Anregung. Die vom Generator erzeugten Frequenzen werden über einen Brustwandsimulator (Porogummi oder ein Stück menschliche Leichen-Brustwand) direkt auf das Stethoskopbruststück übertragen und durch das Schlauchsystem zu einem Kunstkopf (40) weitergeleitet. Dieser soll einen der Trommelfellimpedanz prinzipiell ähnlichen Abschluß gewährleisten. Er ist einem natürlichen Kopf nachgebildet - einschließlich des Außenohres und des Ohrkanals - und besteht aus Gips, die Ohrnachbildung aus Kautschuk. An den Ohrkanal im Inneren des Kunstkopfes sind die Ohrmikrophone angekoppelt. Damit der Gesamtfrequenzgang der Schallaufnahmeordnung dem physiologischen Hörvorgang entspricht, wird eine den Frequenzgang in dieser Hinsicht beeinflussende Impedanz eingefügt. Das Kunstkopfmikrophon einer Seite führt die vom Stethoskop abgegebenen Spannungen einem Pegelschreiber zu. In späteren Versuchen wurde der Kunstkopf ersetzt durch das sogenannte "künstliche Ohr" (Typ 4125, Brüel & Kjaer, 19). Es ist eine "akustische Höhle", deren akustische Impedanz die Impedanz des menschlichen Ohres nachahmen soll. Dem "künstlichen Ohr" fehlt - im Gegensatz zum Kunstkopfohrmikrophon - die Eigenschaft, wie das menschliche Ohr verschieden empfindlich auf unterschiedlich hohe Frequenzen zu reagieren; es mißt den Schalldruck mit einer linearen Frequenzcharakteristik. Mit Hilfe von Filtern eines Mikrophonverstärkers (Typ 2603,

Brüel & Kjaer, 19) war es jedoch möglich, die Intensität der hohen und niederen Frequenzen vor der Registrierung so zu ändern, wie es den Empfindungskurven des menschlichen Ohres entspricht (Filter A). Die Impulse konnten wie beim Kunstkopf nur von einem Ohrbügel abgenommen und zum Pegelschreiber geleitet werden.

Um die Stethoskope bei allen Versuchen mit einer definierten Kraft auf den Brustwandsimulator auflegen bzw. aufpressen zu können, standen Schwingtisch und Kunstkopf auf einer Waage. Bei jedem einzelnen Versuch konnte so genau dieselbe Anpreßkraft beibehalten bzw. bei bestimmten Versuchsreihen variiert werden. Der Zeiger, der das Gewicht anzeigt, wurde während des Versuches mit dem Auge kontrolliert. Es war leicht möglich, eine stabile Gewichtslage während der Versuche zu erreichen.

Als Auflagekräfte wurden angewendet: 0,5 kp, 1,0 kp, 2,0 kp, 4,0 kp und 5,0 kp. Das Stethoskop wurde - wenn nicht besonders erwähnt - auf die gleiche, nämlich allgemein übliche Art und Weise auf den Brustwandsimulator aufgesetzt (vrgl. 4.4).

2.2 VERWENDETE MATERIALIEN

Zur vergleichenden Messung standen folgende handelsübliche Stethoskope zur Verfügung:

Down (altes Modell) mit Gummiberandung am Trichter
Down (neues Modell) ohne Gummiberandung am Trichter
Reister B ("Tübinger Modell")
Reister (einfache Ausführung)
Hewlett-Packard
Littmann
Chirurg
Tykos mit Doppelschauchausführung
Tykos mit Einfachschlauchausführung

	Down (alt)	Down (neu)	Reister B	Hewlett-Packard	Chirurg
Schlauch					
Länge	51,5 cm	33 cm	44 cm	28,5 cm	59 cm
Lumen	0,6 cm	0,5 cm	0,5 cm	0,33 cm	0,4 cm
Dicke	0,16 cm	0,32 cm	0,2 cm	0,33 cm	0,23 cm
Material	Plastik, hart	Gummi, weich	Gummi, weich	Gummi, weich	Plastik, mittel
Art	doppelt	doppelt	doppelt	doppelt	einfach
Membran					
Durchmesser	4,4 cm	4,5 cm	4,5 cm	4,4 cm 3,2 cm	4,4 cm
Dicke	0,3 mm	0,35 mm	0,4 mm	0,3 mm	0,3 mm
Elastizität	mittel	weich	mittel	hart	hart
Lage zum Metallrand	vor-gewölbt	vor-gewölbt	vor-gewölbt	zurückliegend	zurück-liegend
Trichter					
Durchmesser	ca. 2,5 cm	2,4 cm	2,6 cm	3,4; 2,7; 2,3	3,35 cm
Tiefe[1]	4,5 cm	4,1 cm	3,5 cm	0,97; 0,8; 0,8	1,2 cm
Form	trompeten-förmig	trompeten-förmig	trompeten-förmig	schlüsselförmig	schlüssel-förmig
Berandung	dicker Gummi	kein Gummi	kein Gummi	kein Gummi Gummi	Plastik-ring (hart)
Membran-aufnehmer					
Tiefe	0,6 cm	0,7 cm	0,55 cm	0,6 cm	0,3 cm
Innenrelief	gewellt	gewellt	gewellt	glatt	glatt
Ohrbügel					
Länge	9,5 cm	22,5 cm	21 cm	21 cm	17,5 cm
Lumen	0,6 cm	0,4 cm	0,5 cm	0,3 cm	0,3 cm
Wanddicke	0,1 cm	0,1 cm	0,1 cm	0,17 cm	0,1 cm
Oliven Durchmesser					
-am Ohrbügel	1,05 cm	0,89 cm	1,0 cm	0,95 cm	0,9 cm
-breiteste Stelle	1,32 cm	1,07 cm	1,3 cm	1,17 - 1,36 cm	1,22 cm
Länge	1,35 cm	1,35 cm	1,3 cm	1,5 cm	1,36 cm
Gewicht	233 g	230 g	220 g	240 g	125 g

[1] Tiefe gemessen vom Trichterrand bis zum Ansatz des abführenden Rohres.

Tabelle 1: Konstruktionsmerkmale der untersuchten Stethoskope (Fortsetzung siehe Seite).

	Littmann	Reister	Tykos (einfach)		Tykos (doppelt)	
Schlauch						
Länge	51 cm	50,5 cm	39,5 cm		36,5 cm	
Lumen	0,51 cm	0,6 cm	0,42 - 0,62 cm		0,32 cm	
Dicke	0,14 cm	0,15-0,2 cm	0,17 cm		0,33 cm	
Material	Plastik, weich	Plastik, hart	Plastik, hart		Gummi, weich	
Art	einfach	einfach	einfach		doppelt	
Membran			klein	groß		gewellt
Durchmesser	4,7 cm	4,75 cm	4,5 cm	4,8 cm		4,8 cm
Dicke	0,3 mm	0,3 mm	0,25 mm	0,4 mm		0,4 mm
Elastizität	hart	weich	weich	hart		sehr weich
Lage zum Metallrand	zurück-liegend	zurück-liegend	vor-gewölbt	zurück-liegend		vorgewölbt (stark)
Trichter						
Durchmesser	3,04 cm	3,0 cm	2,8 cm			
Tiefe	0,67 cm	0,55 cm	1,2 cm			
Form	schlüssel-förmig	schlüssel-förmig	schlüsselförmig			
Berandung	harter Plastikring	kein Gummi	kein Gummi			
Membran-aufnehmer						
Tiefe	0,32 cm	0,42 cm	klein: 1,1 cm		groß und gewellt: 1,6 cm	
Innenrelief	glatt	glatt	glatt		gewellt	
Ohrbügel						
Länge	19 cm	21 cm	20 cm			
Lumen	0,3 cm	0,3 cm	0,5 cm			
Dicke	0,1 cm	0,09 cm	0,07 cm			
Oliven						
Durchmesser						
-am Ohrbügel	0,95 cm	0,95 cm	1,1 cm			
-breiteste Stelle	1,35 cm	1,3 cm	1,34 cm			
Länge	1,5 cm	1,3 cm	1,55 cm			
Gewicht	100 g	110 g	210 g		270 g	

Tabelle 1: Fortsetzung

Neben den Originalstethoskopen wurden zu vergleichenden Untersuchungen noch verwendet:

1. Verschiedene Schlauchmaterialien (soweit im Fachhandel erhältlich)

a) aus PVC-Material mit Innendurchmesser und Wanddicke:		
(starr)	4 mm	1,0 mm
		1,5 mm
		2,0 mm
	5 mm	1,0 mm
		1,5 mm
		2,0 mm
b) aus Silikon-Material:	4 mm	1,5 mm
(mittelweich)	5 mm	1,5 mm
c) aus Maschinenschlauch:	4 mm	1,0 mm
(weicher Gummi)		1,5 mm
		2,0 mm
	5 mm	1,5 mm
		3,0 mm
d) weicher Gummischlauch:	5 mm	1,5 mm

2. Membranen (zur Verfügung gestellt von den Firmen Speidel & Keller GmbH und Kirchner & Wilhelm)

Da es nicht möglich war, alle physikalisch wichtigen Daten über diese Membranen zu erhalten, erfolgte die Beurteilung "weich" oder "hart" nach Prüfung der Eindrückbarkeit mit der Hand, nachdem die Membran in den Membranaufnehmer eingespannt war. Bei guter Eindrückbarkeit wurde sie als "weich" bezeichnet, bei schwacher Eindrückbarkeit als "hart".

Membran-Nummer	Dicke (mm)	"Härte" und Spannung (Elastizität)	Lage im Vergleich zum Metallrand
1	0,25	weich	vorgewölbt
2	0,25	mittelhart	leicht vorgewölbt
3	0,30	weich	stark vorgewölbt
4	0,40	mittelhart	leicht vorgewölbt
5	0,35	hart	eben
6	0,35	hart	eben
7	0,30	hart	eben

3. Brustwandsimulatoren:

Die bei den Messungen verwendeten Brustwandsimulatoren waren einmal eine 10 mm dicke Porogrummischeibe und bei einigen Untersuchungen ein Teil einer menschlichen Leichenbrustwand, entnommen links sternumnah über dem Herzen. Ihre Gesamtdicke betrug 2,9 cm, wobei sich über den Rippen eine 1,9 cm dicke Schicht aus Cutis, Subcutis und Muskulatur befand.

2.3 METHODIK DER UNTERSUCHUNGEN

2.3.1 Versuchsdurchführung mit handelsüblichen Stethoskopen

Bei der Prüfung dieser Modelle wurden die Oliven in die Kunstkopfohren gesteckt bzw. bei Verwendung des "künstlichen Ohres" der Ohrbügel aufgeschraubt. Das Bruststück des jeweiligen Stethoskopes wurde auf den Brustwandsimulator aufgesetzt und der Frequenzgenerator mit einem Fußschalter in Gang gesetzt. Jedes Trichter- und Membranbruststück wurde nacheinander mit folgender Kraft aufgedrückt: 0,5 kp, 1,0 kp, 2,0 kp, 4,0 kp und 5,0 kp.

2.3.2 Reproduzierbarkeitsversuche

a) Mit dem Kunstkopf:

Zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit mußte dasselbe Stehtoskop mehrmals hintereinander neu in die Ohren des Kunstkopfes eingesetzt werden. Bei der interindividuellen - von zwei Testpersonen durchgeführten - Prüfung kamen die Stethoskope von Littmann, Down (altes Modell) und Tykos, bei der intraindividuellen Testung diejenigen von Littmann, Down (neues Modell) und Tykos zur Anwendung.

b) Mit dem "künstlichen Ohr":

Auch bei Verwendung des "künstlichen" Ohres begann die Versuchsreihe mit der Prüfung der Reproduzierbarkeit. Sie bestand darin, Kurven, die bei mehrmals direkt nacheinander vorgenommenem Aufschrauben auf die künstlichen Ohren gewonnen wurden, zu vergleichen. Darüberhinaus wurden Kurven miteinander verglichen, die in größeren Zeitabständen (Stunden bis Wochen) aufgezeichnet worden waren. Als Versuchsstethoskope wurden verwendet: Reister, Reister B, Littmann, Down (neues Modell) und Tykos.

Bei den Reproduzierbarkeitsversuchen mit dem Brustwandstück als Brustwandsimulator wurde dieses jedesmal neu auf den Schwingtisch aufgelegt und versucht, das Stethoskop bei jedem Versuch genau auf derselben Stelle aufzusetzen.

2.3.3 Versuche zur Verbesserung der Methode

a) Mit dem Kunstkopf:

Nachdem sich gezeigt hatte, daß eine gute Reproduzierbarkeit bei "normalem" (s.u.) Einsetzen der Oliven nicht mög-

lich war, wurden folgende Untersuchungen durchgeführt, um eine gute Reproduzierbarkeit zu erzielen:

1. Abdichtung der eingesetzten Olivn mit einer Knetmasse bei "normalem" Einsetzen der Olive ("normal" heißt: guter Sitz ohne starke Druckanwendung beim Einsetzen).

2. Anwendung eines leichten, mittelstarken und starken Druckes beim Einsetzen der Oliven in den Gehörgang.

3. Wie 2., d.h. Anwendung eines leichten, mittelstarken und starken Druckes beim Einsetzen der Oliven und zusätzlich Benutzung einer Knetmasse zur Abdichtung.

b) Mit dem "künstlichen Ohr":

Nachdem sich mit dem Kunstkopf mit den verschiedenen Methoden keine genügende Reproduzierbarkeit erreichen ließ, mußte auf den Kunstkopf ganz verzichtet und dafür das "künstliche Ohr" verwendet werden.

Um auch hier den natürlichen Auskultationsbedingungen so nahe wie möglich zu kommen, wurden bei diesem Untersuchungsgang zwei künstliche Ohren verwendet. Von einem Ohr wurden die Aufzeichnungen gemacht, das andere diente lediglich zur Simulation des Gehörganges und des Trommelfells.

Um die Bedeutung der richtigen Simulation beurteilen zu können, wurden noch folgende zusätzliche Untersuchungen angestellt: Der zweite Ohrbügel endete frei, der zweite Ohrbügel wurde an ein zweites künstliches Ohr angeschlossen, der zweite Ohrbügel wurde mit einer Knetmasse verschlossen, der zweite Schlauch wurde mit einer Péan-Klemme vor dem Ohrbügel abgeklemmt, der zweite Schlauch wurde schon nach dem Bruststück abgeklemmt, der zweite Schlauch wurde entfernt.

Diese Untersuchungen wurden mit folgenden Stethoskopen ausgeführt: Down (neu), Tykos, Littmann und Reister B.

2.3.4 Versuche zur Charakteristik der Stethoskope und ihrer Bestandteile

2.3.4.1 Stethoskopanpreßkraft

Die Beeinflussung der Kurven durch die Kraft, mit der das Stethoskop auf den Brustwandsimulator aufgesetzt werden kann, wurde bei allen Stethoskopen mit den unter 2.1 angegebenen Kräften durchgeführt.

2.3.4.2 Das Halten des Stethoskops

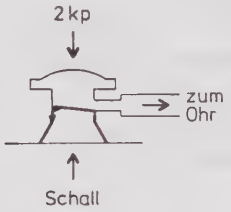
Untersuchungen wurden mit verschiedenen Stethoskopen (Littmann, Reister, Reister B, Down (neues Modell), Tykos), mit unterschiedlicher Auflagekraft (0,5 kp bis 5,0 kp) sowohl auf Porogummi als auch auf Leichenbrustwand durchgeführt.

1. Möglichkeit, die "übliche": Man faßt das Bruststück mit den Fingern und drückt es senkrecht von oben auf die Unterlage.

2. Möglichkeit: Die Hand wird flach ausgestreckt, und die Finger (Mittel- und Endglieder) drücken das Stethoskop auf.

3. Möglichkeit: Die flach ausgestreckte Hand drückt das Stethoskop mit dem Handteller, der Handinnenfläche, auf.

4. Möglichkeit: Diese drei obigen Möglichkeiten wurden bei den Stethoskopen Littmann, Hewlett-Packard, Down (neues Modell) und Tykos auch dann angewandt, wenn das Bruststück "falsch angeschlossen" wurde, d.h. es wurde das Bruststück so aufgesetzt und an das Schlauchsystem angeschlossen, daß keine Luftverbindung zwischen diesem Bruststück und dem ableitenden Schlauchsystem bestand, sondern eine Luftverbindung zwischen dem freien, nicht aufgesetzten Bruststück und dem Schlauch (s. Skizze 4).



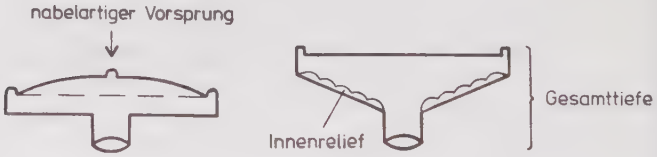
2.3.4.3 Durchmesser der Stethoskopbruststücke

Zur vergleichenden Messung von Bruststücken mit verschiedenem Durchmesser stand das Hewlett-Packard-Stethoskop mit zwei Membran- und drei Trichterbruststücken mit unterschiedlichen Durchmessern zur Verfügung (s. Tabelle 1). Am Kunstkopf wurden auf der Porogummischeibe diese Bruststücke mit den unter 2.1 genannten Aufpreßdaten getestet.

2.3.4.4 Membranen und Membranaufnehmer

Eine weitere Versuchsreihe befaßte sich mit den Membranaufnehmern und den Eigenschaften der Membran. Verwendet wurde das Tykos-Stethoskop, das zwei unterschiedlich gebaute Membranaufnehmer besaß, die sich nicht nur in ihrem Durchmesser, sondern auch im gesamten Aufbau unterschieden:

	Membranaufnehmer 1	Membranaufnehmer 2
Durchmesser:	4,5 cm	4,8 cm
Gesamttiefe:	1,1 cm	1,6 cm
Bauweise:	flach und waagrecht zur Mitte verlaufender Boden	vom Rand schräg zur Mitte abfallender Boden
Innenrelief:	glatt	gewellt
Originalmembran:	im Vergleich zum Metallrand vorgewölbt mit nabelartigem Vorsprung	etwas zurückliegend
	weich	hart



In beide Aufnehmer wurden die unter 2.2 aufgezählten Membranen sowie die Originalmembranen des Tykos-Stethoskops nacheinander eingespannt und bei 1,0 kp und 4,0 kp Auflagekraft getestet. Die Dicke der Membran wurde näherungsweise dadurch variiert, daß von Membran Nr. 7 eine, zwei oder sogar drei Exemplare in den Aufnehmer gleichzeitig eingespannt wurden.

Weiteren Aufschluß über die Eigenschaften der Membran gaben Versuche, bei denen die Membran entfernt wurde. Dies wurde mit den Stethoskopen von Down (neu), Littmann und Tykos (so-

wohl mit dem größeren als auch mit dem kleineren Membranaufnehmer, s. 2.3.4.3) bei Auflagekräften von 0,5 kp, 1,0 kp und 4,0 kp durchgeführt.

2.3.4.5 Trichterbruststücke mit und ohne Gummiberandung

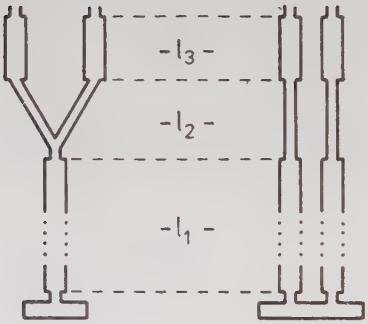
Nur das Littmann-Stethoskop hatte von den zu testenden Stethoskopen einen abnehmbaren, aber nur kleinen und harten Gummiring am Trichterrand. Es wurde jeweils mit und ohne diesen Gummi am Trichter mit 0,5 kp, 1,0 kp und 4,0 kp auf der Porogummischeibe aufgesetzt.

2.3.4.6 Schlauch und Ohrbügel

1. Vergleich der Stethoskope Down (altes Modell) und Tykos (Doppelschlauchmodell):
   a) Originalkurven dieser Stethoskope
   b) nach Austausch des sehr unterschiedlichen Schlauch-Ohrbügelsystems
   Alle Versuche fanden mit 1,0 kp und 4,0 kp Aufpreßkraft und jeweils mit Membran- und Trichterbruststück statt.

2. Vergleich von Einfach- und Doppelschlauchsystem (Tykos-Modell, das in beiden Ausführungen erhältlich ist):
   Verwendung der Schlauchmaterialien Silikonschlauch 5x1,5 mm (Lumen x Wandstärke in mm), Maschinenschlauch 5x1,5 mm und PVC-Schlauch 5x1,5 mm mit den Längen 80 cm, 60 cm, 40 cm und 20 cm; Durchführung der Versuche mit dem kleineren Membranbruststück und dem Trichter mit 1,0 kp und 4,0 kp Aufpreßkraft auf der Porogummischeibe als Brustwandsimulator.

Da das Schlauchmaterial im Fachgeschäft erworben und für die Stethoskopprüfung zurechtgeschnitten werden mußte, wies es nicht die für Stethoskopeinfachschläuche übliche Gabelung auf. Ein Y-förmiges Verbindungsstück und zwei speziell angefertigte Verbindungsstücke für den Doppelschlauch mit denselben Maßen (Länge, Lumen und Wandstärke) ergaben dann dieselben Voraussetzungen.



3. Vergleich der Schlauchlängen (Tykos-Stethoskope):
   Die Untersuchungen fanden mit folgenden Schlauchlängen statt: von 80 cm bis zu 20 cm, wobei der Schlauch jeweils um 10 cm gekürzt wurde, mit den Schläuchen aus PVC 5x2 mm, aus Maschinenschlauch 5x1 mm und aus Silikonmaterial 5x1,5 mm.
   Eine weitere Versuchsreihe wurde mit einem PVC-Schlauch (5x1 mm) mit einer Ausgangslänge von 270 cm (!) vorgenommen, bei der der Schlauch um jeweils 20-30 cm bis zu einer Länge von 80 cm und dann um jeweils 10 cm bis zu einer Endlänge von 20 cm abgeschnitten wurde.

   Die Längen l_2 (7 cm) und l_3 (10 cm) wurden dabei konstant gehalten und nur l_1 durch Abschneiden des Schlauches vom Bruststück her variiert. So konnte der Anschluß an die künstlichen Ohren während der ganzen Versuchsreihe belassen werden.

4. Vergleich von Schlauchmaßen und Schlauchmaterial:
   Bei einer Schlauchlänge von 40 cm wurden die verschiedenen Schlaucharten, wie sie unter 2.2 beschrieben sind, am Tykos-Stethoskop verglichen.

Alle Untersuchungen wurden durchgeführt mit dem kleineren Membranbruststück und dem Trichter beim Aufpressen mit 1,0 kp und 4,0 kp; als Brustwandsimulator diente die Porogummischeibe.

Untersuchungen mit dem Ohrbügel:

Mit dem Down-Stethoskop (neues Modell) wurde der Einfluß des Ohrbügelsystems getestet: Einmal wurde ein englumiger, langer, stark gebogener Ohrbügel (Originalohrbügel des neuen Modells von Down) verwendet, ein anderes Mal ein weitlumiger, kurzer, kaum gebogener (Originalohrbügel des alten Modells von Down). Die Aufpreßkraft bei den Versuchen mit Membran- und Trichterbruststück betrug 1,0 kp und 4,0 kp.

2.3.4.7 Vergleich der Stethoskope auf Brustwand und Porogummi

In den Untersuchungen wurden die Frequenzgänge der Stethoskope - wie sie im Handel zu erwerben sind - auf der Porogummischeibe und auf einem Stück menschlicher Leichenbrustwand (Membran- und Trichterbruststücke mit Anpreßkräften von 0,5 kp, 2,0 kp, 4,0 kp und 5,0 kp in direktem Vergleich ermittelt. Sämtliche Versuche dazu wurden zur besseren Bewertung nochmals in einer Serie nacheinander durchgeführt, obwohl bereits im Rahmen anderer Untersuchungsreihen diese Kurven schon vorlagen. So konnte die Reproduzierbarkeit mit dieser Untersuchungsreihe zusätzlich getestet werden.

2.4 METHODIK DER AUSWERTUNG

Der frequenzsynchron arbeitende Pegelschreiber (Brüel & Kjaer Typ 2305) lieferte eine Aufzeichnung des Schalldruckpegels an den Oliven des Stethoskops für die jeweilige anregende Frequenz. Die Frequenz wurde logarithmisch, der Pegel in relativen Einheiten (dB) aufgetragen (s. Abb. 4).

Aus Gründen der Empfindlichkeit der Meßgeräte wurde als untere Bewertungsgrenze 50 Hz, als obere 1000 Hz eingesetzt. Dieses Frequenzspektrum ist auch das für die Auskultation wichtige. Die Berechnung der Intensität mit einem Planimeter war

aufgrund der logarithmischen Darstellung nicht möglich. Daher wurde die Frequenzanalyse so durchgeführt, daß der Kurvenverlauf in Frequenzbereichen von jeweils 100 Hz (die Ausnahme war der Bereich von 50 - 100 Hz, der seiner Größe wegen ebenfalls wie ein Bereich von 100 Hz berechnet wurde) durch flächengleiche Rechtecke angenähert und der Betrag in dB angegeben wurde (s. Abb. 4). Vereinfacht wurde die Integration in den Intervallen, in denen die Kurve näherungsweise linear verläuft (s. Abb. 4). Dabei wurden schätzungsweise flächengleiche Rechtecke in die Kurve eingezeichnet, die gestrichelten Flächen sind dabei in etwa gleich groß. Diese Schätzung nach Augenmaß war auf dem Originalpapier sehr einfach, da parallel zur Abszisse in Abständen von jeweils 2 dB Hilfslinien eingezeichnet waren, auf die aus Gründen der Übersichtlichkeit bei den Zeichnungen in dieser Arbeit verzichtet wurde.

Mit diesem Auswertungsverfahren erhielt man ein Maß für die "Lautstärke" der im Ohr angekommenen Frequenzen, was einen guten und einfachen Vergleich der Stethoskopkurven erlaubte.

Wegen des Näherungsverfahrens in der Frequenzanalyse wurden Werte, die sich in den einzelnen Bereichen um weniger als ein dB pro 100 Hz unterschieden, als gleich angesehen. Die Kurven wurden zur differenzierten Charakterisierung der verschiedenen Bereiche weiterhin in einen nieder- (50-200 Hz), mittel- (200-500 Hz) und hochfrequenten (500-1000 Hz) Abschnitt eingeteilt, was allerdings nicht identisch ist mit nieder-, mittel- und hochfrequenten Herzgeräuschen.

3. METHODENVERGLEICH

3.1 ANFORDERUNGEN AN EINE MEßMETHODE:

Eine Meßmethode zur Untersuchung physikalischer Eigenschaften von Stethoskopen und ihrer Einzelteile sollte folgende Voraussetzungen erfüllen:

1. Anregung des Membran- oder Trichterbruststückes direkt über Körperschall wie am Thorax, z.B. über einen Brustwandsimulator, und nicht über Luftschall. Der Brustwandsimulator sollte ein Medium sein, das der menschlichen Brustwand entspricht.

2. Andruck der Bruststücke von Hand wie bei der Auskultation, nicht mit Gewichtsstücken.

3. Messung an einem "künstlichen Ohr", das einen dem physiologischen Hörvorgang entsprechenden Gesamtfrequenzgang aufweist.

4. Generator, der die Schwingungen mit definierten Frequenzen und Amplituden erzeugt.

5. Prüfung ganzer Stethoskope mit Membran- und Trichterbruststücken.

3.2 VERGLEICH MIT FRÜHEREN METHODEN:

Die wichtigsten Arbeiten über die Prüfung von Stethoskopen oder ihrer Einzelteile sollen nach den oben beschriebenen Kriterien beurteilt werden (4,5,6,7,12,13,18,20,22,34).

Zu 1. Eine Körperschallanregung fand sich in den Untersuchungen von Groom (12; ein mit Flüssigkeit gefülltes "künstliches Präcordium"), Howell (18; künstliche Prä

cordium aus verschiedensten Materialien (halbstarres Plastik, gummiertes Haar, Glycerin) und einem Plastiküberzug), Johnston (20; Einpflanzung des Schallgebers in einen Tierkadaver) und Rappaport (34; Aufsetzen der Schallquelle auf den Rücken einer Testperson). In den übrigen Versuchsanordnungen erfolgte die Anregung über Luftschall.

Zu 2. Die Anpreßkraft mit ihrer Wirkung auf die Lautstärke wurde nur von Howell (18) untersucht; allerdings erfolgte der Andruck nicht mit der Hand, sondern mit Gewichtsstücken. Die sonstigen Prüfmethoden ließen keine Veränderung der Anpreßkraft von Bruststücken zu. Es fehlte auch die Angabe, mit welcher Kraft die Bruststücke aufgesetzt oder fixiert worden waren.

Zu 3. Die Messung des Schalls erfolgte bei Rappaport (34) und Ertel (6,7) durch "künstliche Ohren"; bei Dick (4,5), Howell (18), Johnston (20) und Landes (22) wurde der Schall einem Mikrophon zugeleitet, während in den Untersuchungen von Groom und Hampton eine Testperson angeben sollte, wann eine Frequenz bzw. ein Geräusch gehört wurde.

Zu 4. Ein Generator, der die Schwingungen mit definierter Frequenz und Amplitude erzeugte, fehlte bei den Versuchsanordnungen von Hampton, Johnston, Landes und Rappaport.

Zu 5. Ertel konnte keine Membranbruststücke testen, Rappaport führte einen Teil seiner Untersuchungen nur mit verschiedenen Bruststücken, die ohne Stethoskopschlauch direkt an ein Mikrophon angeschlossen waren, durch.

Soweit der Vergleich der in der Literatur beschriebenen Methoden. Die unter 2.1 beschriebene und in den folgenden Untersuchungen angewandte Methode erfüllte die fünf Forderungen wie folgt:

1. Körperschallanregung über einen Brustwandsimulator, der einfach zu bekommen und leicht zu handhaben war (Porogummi oder Leichenbrustwandstück).

2. Exakte Messung der Anpreßkraft des Stethoskops an den Brustwandsimulator, da der Schwingtisch auf einer Waage stand. Der Andruck erfolgte mit der Hand, nicht mit Gewichtsstücken.

3. Messung des Schalls in einem "künstlichen Ohr", das - entsprechend dem menschlichen Gehörgang - vor dem eigentlichen Mikrophon einen Raum mit 2 cm^3 Luft besaß.

4. Verwendung eines Generators, der Schwingungen mit definierter Frequenz und Amplitude erzeugt.

5. Der Meßaufbau erlaubt die Prüfung von ganzen Stethoskopen.

Die Anordnung als solche ist dem Auskultationsvorgang angepaßt, doch sind technische Verbesserungen (gerade mit dem künstlichen Ohr und hinsichtlich eventuell auftretender Undichtigkeiten am Ohrbügel, vgl. Abschnitt 5.1/5.2) noch möglich. Ein anderes Problem ist der Brustwandsimulator, der in Form des Porogummi nur näherungsweise den Eigenschaften der menschlichen Brustwand entspricht; ein Stück aus menschlicher Leichenbrustwand ist nicht jahrelang konservierbar und somit ebenfalls nur begrenzt anwendbar.

4. ERGEBNISSE

4.1 REPRODUZIERBARKEIT DER METHODE (BESCHREIBUNG s. 2.3.2)

4.1.1 Interindividuelle Versuchsergebnisse

Der Vergleich der interindividuellen Reproduzierbarkeit (zwei Personen) erbrachte mit dem Kunstkopf eine Schwankung der Lautstärke in den einzelnen Versuchen von rund ± 0,5 dB/100 Hz. Dabei bestand insofern eine gewisse Frequenzabhängigkeit, als vor allem im Bereich zwischen 50 und 200 Hz Intensitätsunterschiede bis ± 1,5 dB auftraten, während bei Frequenzen über 500 Hz keine interindividuellen Unterschiede - zumindest mit der hier praktizierten Auswertungsmethode - feststellbar waren (Abb. 5).

4.1.2 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit

Während der Vorversuche zeigte sich, daß es möglich war, bei der intraindividuellen Prüfung und bei Belassen der Stethoskope im Kunstkopf die Kurven praktisch identisch zu erhalten. Dies war jedoch bei der intraindividuellen Prüfung mit Herausnahme des Stethoskops nach jedem Versuch nicht mehr möglich. Die Versuche mit mehreren Stethoskopen zeigten eine Streuung von ± 3,5 dB/100 Hz. Dieses Ergebnis war jedoch bei den einzelnen Stethoskopen nicht einheitlich:

- Littmann-Stethoskop: ± 2 dB/100 Hz
  (Abb. 6)
- Down-Stethoskop (altes Modell): ± 3,0 dB/100 Hz
- Tykos-Stethoskop: durchschnittlich ± 3,5 dB/100 Hz
  (Abb. 7);
  bei verschiedenen Versuchsreihen betrug die Streuung zwischen 1,5 dB und 5,5 dB/100 Hz.
- Hewlett-Packard-Stethoskop: ± 4 dB/100 Hz

Was die einzelnen Frequenzbereiche (s. 2.4) anbetraf, so war folgendes festzustellen: Im niederfrequenten Bereich Streuung um ± 6,5 dB/100 Hz, im hochfrequenten Bereich Streuung um ± 1,5 dB/100 Hz.

4.2 ERGEBNISSE DER VERSUCHE (BESCHREIBUNG s. 2.3.3) ZUR VERBESSERUNG DER METHODE

a) Mit dem Kunstkopf

1. Abdichtung der Kunstkopfohren mit Knetmasse.
   Die Streuung mehrerer Versuche betrug in dieser Versuchsreihe ± 2,5 dB/100 Hz (ohne Knetmasse). Wurde zusätzlich noch die Knetmasse zur Abdichtung verwendet, betrug sie ± 2,2dB/100 Hz.

   Bezogen auf das Frequenzspektrum ergab sich (Abb. 8):

Frequenz:	Variabilität ohne Knet	Variabilität mit Knet
50- 200 Hz	± 2,5 dB/100 Hz	± 4,5 dB/100 Hz
200-1000 Hz	± 2,0 dB/100 Hz	± 0,5 dB/100 Hz

   Der Kurvenverlauf veränderte sich charakteristisch durch die Knetmasse: bis 500 Hz Verlust der typischen Kurvenform: der gleichmäßig "wellige" Verlauf wird ersetzt durch sehr breite, plateauförmige Gipfel mit anschließenden starken Lautstärkeverlusten (Abb. 8).

   Darüberhinaus fiel ein starker Lautstärkezuwachs nach Abdichtung mit Knetmasse auf: durchschnittlich 11 dB/100 Hz. In Abhängigkeit von den Frequenzbereichen betrug er z.B. beim alten Modell des Down-Stethoskops:

zwischen 50 und 100 Hz	+ 18,5 dB
zwischen 100 und 200 Hz	+ 18,5 dB
zwischen 200 und 500 Hz	+ 11,0 dB/100 Hz
zwischen 500 und 1000 Hz	+ 0 dB/100 Hz

2. Anwendung eines leichten, mittelstarken und starken Druckes beim Einsetzen der Oliven

Beim Kunstkopfgehörgang war es möglich, die Stethoskopoliven verschieden tief einzusetzen, ohne jedoch ein objektives Maß dafür zu haben. Diese Manipulationen erbrachten erhebliche Unterschiede in der Lautstärke bei den einzelnen Versuchen.

- Der maximale Intensitätsunterschied zwischen ganz locker und ganz fest eingesetzten Oliven betrug 23 dB/100 Hz. Wie schon bei den vorigen Untersuchungen fiel auch hier eine starke Frequenzabhängigkeit auf. An einem Beispiel (Hewlett-Packard-Stethoskop, großes Membranbruststück, Anpreßkraft 1 kp) soll dies verdeutlicht werden (Abb. 9):

50- 200 Hz:	23 dB/100 Hz
200- 500 Hz:	10 dB/100 Hz
500-1000 Hz:	2 dB/100 Hz

- Was die einzelnen Versuchsreihen angeht, so ergab sich folgendes: Bei lockerem Einsetzen errechnete sich eine Standardabweichung der Intensitäten zwischen 50 - 1000 Hz von s = ± 4 dB/100 Hz, bei starkem Einpressen der Oliven in den Gehörgang von s = ± 1,5 dB/100 Hz (Abb. 9).

- Es ließ sich auch eine Frequenzabhängigkeit dieser Standardabweichung errechnen: je höher der Frequenzbereich, desto geringer die Abweichung; das galt sowohl für Membran- als auch für Trichterbruststücke.

50- 200 Hz: s = ± 10,5 dB/100 Hz
200- 500 Hz: s = ± 6,0 dB/100 Hz
500-1000 Hz: s = ± 2,5 dB/100 Hz

- Für den Kurvenverlauf bei den verschieden fest eingesetzten Oliven ergab sich: Bei fest eingesetzten Oliven kam es zu einem relativ starken Intensitätsabfall der höheren Frequenzen (bis 20 dB) und zu einem Maximum der Intensität bei 150 Hz. Bei den lokker eingesetzten Oliven wurde das Maximum erst bei 250 Hz erreicht und dann das Niveau bis 1000 Hz in etwa gehalten.

3. Kombination von verschieden starkem Einpressen der Olive und Knetmasse

Wurde das Stethoskop locker in den Gehörgang eingeführt und anschließend mit Knetmasse abgedichtet, stieg die Lautstärke enorm an (zwischen 5 dB und 20 dB je nach Frequenzbereich, s. Abb. 10), die Kurve verlor wieder ihre typische Form. Bei festem Einpressen der Oliven in den Gehörgang führte eine zusätzliche Abdichtung mit Knetmasse nur noch zu geringem Lautstärkezuwachs (1-2 dB/100 Hz), aber zu keinerlei Formveränderungen der Kurve mehr (Abb. 10). Eine Ausnahme machte der Frequenzbereich bis 100 Hz insofern, als hier mit Knetmasse sogar ein leichter Abfall der Lautstärke um ca. 3 dB zu beobachten war.

b) Mit dem "künstlichen Ohr"

Wie unter Methode 2.3.3 b) bereits angeführt und wie auch aus dem letzten Kapitel (4.2 a) ersichtlich wurde, waren die Ergebnisse der Reproduzierbarkeit mit dem Kunstkopf so unbefriedigend, daß eine andere Methode gesucht werden mußte. Diese fand sich in dem sogenannten "künstlichen Ohr" (s. 2.1).

1. Reproduzierbarkeitsversuche auf Porogummi:

- Bei direkt nacheinander durchgeführten Versuchen betrugen die Unterschiede in der Lautstärke höchstens ± 0,5 dB/100 Hz, wobei die Differenzen in den einzelnen Bereichen des Frequenzspektrums gleich waren (Abb. 11).

- Wurden diese Versuche im Lauf eines Tages öfters wiederholt, ohne die Stromzufuhr für die Apparate dazwischen zu unterbrechen, waren die Ergebnisse ebenso gut, d.h. voll reproduzierbar.

- Wurden diese Versuche innerhalb mehrerer Wochen und bis zu fünf Monaten später wiederholt und miteinander verglichen, so ergaben sich größere Lautstärkeunterschiede, abhängig von der Art des Stethoskops: Durchschnittliche Abweichung
  bei Tykos-Stethoskopen: ± 2 dB/100 Hz (Abb. 12)
  beim Down- (neues Modell) und Reister-B-Stethoskop: ± 3 dB/100 Hz
  beim Littmann- und Reister-Stethoskop:
  ± 4,5 dB/100 Hz (Abb. 13)

  Hierbei waren dann der nieder- und mittelfrequente Bereich (bis 300 Hz) am stärksten betroffen (Abb. 13).

2. Reproduzierbarkeitsversuche mit Brustwandstück

Wurde das Leichenbruststück auf dem Schwingtisch belassen, ergaben die Versuche im Verlauf eines Tages Unterschiede in der Lautstärke von ± 0,5 dB/100 HZ, d.h. wie bei Porogummi.

Wurde bei aufeinanderfolgenden Versuchen das Leichenbrustwandstück neu auf den Schwingtisch gelegt, differierte die Lautstärke um ± 0,7 dB/100 Hz, d.h. es war

kein signifikanter Unterschied gegenüber den vogenannten Versuchen festzustellen.

Wurde das Brustwandstück im Lauf eines Tages mehrfach verändert, kam es zu einer durchschnittlichen Streuung der Lautstärke von 1,5 dB/100 Hz. Hierbei war die Zunahme der Schwankung im hochfrequenten Bereich (über 500 Hz) eindrucksvoller als im nieder- und mittelfrequenten Bereich (50-500 Hz) (s. Abb. 14).

Wie unter 2.3.3 b) ausgeführt, wurden diese Untersuchungen so durchgeführt, daß jeder Ohrbügel in einem "künstlichen Ohr" endete und die Aufzeichnungen von einem Ohr gemacht wurden.

3. Versuche mit dem zweiten Ohrbügel
Um zusätzliche Informationen über die Bedeutung des zweiten Schlauches bzw. Ohrbügels und dessen Anschluß an das künstliche Ohr zu bekommen, wurden einige ergänzende Untersuchungen (s. 2.3.3 b)) vorgenommen. Da sie nicht den normalen Gegebenheiten des binaurikulären Hörens entsprechen, erscheinen sie nur von theoretischer Bedeutung. Das wesentliche Ergebnis war, daß die höchste Lautstärke dann erreicht wurde, wenn der zweite Schlauch bereits hinter dem Bruststück abgeklemmt wurde. Die geringste Lautintensität wurde dann registriert, wenn der zweite Schlauch abgenommen wurde und der Schlauchansatz am Bruststück offenblieb. Die anderen Untersuchungen (wenn der zweite Ohrbügel frei endete, wenn der zweite Ohrbügel mit Knetmasse abgedichtet oder wenn der zweite Schlauch mit einer Péan-Klemme am Ohrbügelanfang abgeklemmt wurde) lagen dazwischen. Diese Ergebnisse basieren auf Untersuchungen mit dem Reister-B-Stethoskop (Abb. 15 und 16). Bei den anderen Stethoskopen ergaben sich z.T. geringe Abweichungen von dieser Norm.

5. DISKUSSION

5.1/5.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE ÜBER DIE REPRODUZIERBARKEIT BZW. VERBESSERUNG DER METHODE

Bei der Prüfung der vorgegebenen Meßmethode zur Untersuchung des Frequenzganges der Stethoskope war eine ausreichende Reproduzierbarkeit in mehreren hundert Versuchen nicht zu erreichen. Es stellte sich dabei heraus, daß die mangelnde Reproduzierbarkeit darauf beruhte, daß die Oliven nicht gleichgut in den Gehörgang des Kunstkopfes eingepaßt werden konnten,

a) je nach Art der Olive und
b) je nach der Intensität des Einbringens der Oliven.

Zu a):
Bei den Oliven gibt es sehr schmale (Down (neues Modell)) und sehr breite Oliven. Letztere können eingeteilt werden in solche, deren breiteste Stelle am Ohrbügelansatz liegt (Littmann, Down (altes Modell) und einige Exemplare von Hewlett-Packard) und solche, bei denen diese breiteste Stelle an der dem Ohrbügelbeginn entgegengesetzten Seite liegt (Tykos).

Die schmalen, kleinen Oliven lassen sich mühelos sehr weit in den Gehörgang des Kunstkopfes einstecken; besitzt das Stethoskop breite Oliven, hängt die Reproduzierbarkeit davon ab, wo sich diese breiteste Stelle befindet. So ist die Reproduzierbarkeit relativ gut bei den zuerst beschriebenen Oliven (z.B. Littmann, Down (alt) und Hewlett-Packard), schlecht aber bei den Oliven mit der "ohrbügelfernen" breitesten Stelle (Tykos). So schwankt bei diesem Stethoskop die Lautstärke um bis zu $\pm$ 5 dB/100 Hz.

Zu b):

Selbst bei den passendsten Oliven ist keine ausreichende Reproduzierbarkeit erreichbar, da die Eindringtiefe bei mehreren Versuchen nicht konstant gehalten werden kann und jede Bewegung des gesamten Meßplatzes sich auf den Schlauch und damit den Sitz der Oliven auswirkt. Dies umso mehr, je weniger gut die Krümmung eines Ohrbügels dem Verlauf des Gehörganges entspricht; dieses Problem ist auch in der Praxis bedeutungsvoll (11,36). Die Bedeutung der Eindringtiefe konnte in den Versuchen insofern sehr eindrucksvoll nachgewiesen werden, als Lautstärkeunterschiede bei verschieden festem Eindrücken der Oliven bis zu 23 dB gemessen wurden, besonders im sogenannten niederfrequenten Bereich (50-200 Hz). Selbst eine massive Abdichtung der Oliven im Gehörgang mit einer Knetmasse konnte die grundsätzlichen Schwierigkeiten des Einsetzens nicht beseitigen.

Aus diesem Ergebnis folgt auch für die Auskultation die zwar bekannte, aber nicht genügend gewürdigte Tatsache, daß die Art bzw. der Sitz der Olive "optimal" sein muß (10,27,34), d.h. daß wahrscheinlich nicht mit jeder Olive bei jedem Menschen ohne weiteres das Optimum der Abdichtung zu erreichen ist (11). Am günstigsten sind wahrscheinlich die breiten Oliven, deren Durchmesser zum Ohrbügel hin zunimmt (12,26).

Gegenüber diesen Versuchen besteht natürlich noch der Unterschied, daß der menschliche Gehörgang individuell gestaltet und elastisch ist (11).

Ideal wäre zweifellos die von Brückner (2) beschriebene Methode, eine Olive "nach Maß" für jeden einzelnen herzustellen.

Nach diesen schlechten Ergebnissen mit dem Kunstkopf blieb keine andere Wahl, als nach einem anderen Schallaufnehmer zu suchen. Er wurde in dem sogenannten "künstlichen Ohr" gefunden. Die Versuche zur Reproduzierbarkeit der einzelnen Untersuchungen waren nicht nur wesentlich befriedigender, sondern so gut, daß alle weiteren Versuche mit diesem "künstlichen Ohr" angestellt werden konnten. Der entscheidende Vorteil gegenüber dem Kunstkopf lag darin, daß der Ohrbügel dem künstlichen Ohr, d.h. dem Schallaufnehmer, fest aufgeschraubt werden konnte.

Um das "künstliche Ohr" möglichst naturgetreu zu verwenden, wurden zwei "künstliche Ohren" benutzt und jedes Ohr mit einem Bügelende fest verschraubt. Die Registrierung erfolgte nur von einem Ohr.

Die Reproduzierbarkeit war so gut, daß sie vernachlässigt werden konnte (bei Untersuchungen innerhalb eines Tages Lautstärkeschwankungen von ± 0,5 dB/100 Hz ohne Betonung eines Frequenzbereiches). Die einzige größere Schwierigkeit, die sich bei der Anwendung von zwei künstlichen Ohren ergab, lag darin, daß nicht jede Art von Ohrbügel optimal eingeschraubt werden konnte. Besonders bei sehr schmalen und starren Ohrbügeln konnte die Verschraubung nur unbefriedigend durchgeführt werden, weil die Größe der beiden künstlichen Ohren einen relativ weiten Abstand der Ohrbügelenden erforderten. So zeigte sich z.B., daß beim Littmann- und Reister-Stethoskop, deren Ohrbügel nur schlecht paßten, bei vergleichenden Versuchen im Verlaufe von Wochen und Monaten doch Lautstärkeunterschiede von ± 4,5 dB/100 Hz zu verzeichnen waren. Diese nicht ganz befriedigende Reproduzierbarkeit bei schlechtem Ansatz der Ohrbügel an den künstlichen Ohren bedeutet keine Einschränkung bei Anwendung der Methodik; bei der vergleichenden Prüfung von Stethoskopen müssen dieselben jeweils gut passenden Ohrbügel verwendet werden. Der Prüfung der Ohrbügel selbst sind mit dieser Methode gewisse Grenzen gesetzt, solange keine kleineren künstlichen Ohren zur Verfügung stehen.

Eine zweite Schwierigkeit bei der Reproduzierbarkeit der Methodik war auch durch die Verwendung eines Leichenbrustwandstückes gegeben. Während bei Serienversuchen und gleicher Lage des Bruststückes keinerlei Probleme auftraten (Lautstärkeunterschiede von ± 0,7 dB/100 Hz), kam es bei der Untersuchung mit jeweiliger neuer Auflage des Brustwandstükkes auf den Schallgeber und der damit absichtlich verbundenen veränderten Lage doch zu Schwankungen der Lautstärke um durchschnittlich ± 1,5 dB/100 Hz, im höheren Frequenzbereich etwas stärker ausgeprägt als im unteren (Abb. 14).

Für die Anwendung der Methode mit einem Brustwandstück ergab sich daraus keine entscheidende Einschränkung, doch sollte möglichst - bei vergleichenden Untersuchungen - das Leichenbrustwandstück an der gleichen Stelle verbleiben und das jeweilige Stethoskopbruststück an derselben Stelle aufgesetzt werden. Man muß wohl davon ausgehen, daß bei Änderung dieser beiden Parameter der Einfluß des nicht völlig planen Rippenstückes (im Hinblick auf die Auflage auf den Frequenzgeber) und die verschiedenen Anteile von Fett und Muskulatur für das Bruststück des Stethoskops von Bedeutung sind.

4.3 DER EINFLUß DER UNTERSCHIEDLICHEN ANDRUCKE DES STETHOSKOPBRUSTSTÜCKS (BESCHREIBUNG s. 2.3.4.1)

4.3.1 Auf der Porogummischeibe

Vorab - es ließ sich feststellen, daß eine Zunahme der Intensität bei Steigerung von 4 kp auf 5 kp nur beim Reister-Stethoskop zu erzielen war (bei Frequenzen bis 500 Hz um 1 dB/100 Hz, bei Frequenzen über 500 Hz um 3 dB/100 Hz). Bei den übrigen getesteten Stethoskopen kam es bei einem Aufpressen mit 5 kp sogar wieder zu einer leichten Lautstärkeabnahme gegenüber 4 kp. Es wurden deshalb im folgenden nur die Ergebnisse bei einer Steigerung der Anpreßkraft von 0,5 kp auf 2,0 kp und schließlich auf 4,0 kp wiedergegeben.

4.3.1.1 Mit Membranbruststücken (s. Tabelle 2)

Aufgrund ihrer Reaktion bei Steigerung der Anpreßkraft konnte man die Stethoskope folgendermaßen einteilen:

1. Anstieg der Lautstärke im gesamten Frequenzbereich (50-1000 Hz)

   a) dabei hauptsächlich zwischen 50 und 200 Hz:
      - Littmann
      - Reister
      - Hewlett-Packard (Abb. 17)
      - Tykos (Einfachschlauchmodell) mit großem Membranstück
      - Tykos (Doppelschlauchmodell) mit großem Membranstück

   b) dabei besonders zwischen 50 und 200 Hz und über 500 Hz
      - Chirurg

c) dabei in allen Frequenzbereichen gleichmäßiger, aber geringer Intensitätsanstieg:

- Down (neu)

2. Abnahme der niederfrequenten Anteile (50-200 Hz)

a) dabei gleichbleibende oder fallende Intensität im Bereich über 200 Hz:
- Down (alt) (Abb. 18)

b) dabei Lautstärkezunahme im hochfrequenten und z.T. auch mitelfrequenten Bereich (500-1000 Hz bzw. 200-500 Hz)
- Reister B

- Tykos (Doppelschlauchmodell) mit kleinerem Membranstück
- Tykos (Einfachschlauchmodell) mit "gewellter" Membran (s. Tabelle 1)
- Tykos (Einfachschlauchmodell) mit kleinerem Membranbruststück (Abb. 19)
- Tykos (Doppelschlauchmodell) mit "gewellter" Membran

Die verschiedenartigen Ergebnisse zusammengefaßt, kann man sagen, daß die Stethoskope eine einheitliche Tendenz zur Verstärkung des hochfrequenten Bereiches von 500-1000 Hz mit steigender Anpreßkraft auf Porogummi (durchschnittlich 2,6 dB/100 Hz) zeigen. Die niederfrequenten und mittelfrequenten Bereiche können sowohl steigen als auch fallen (zwischen 50 und 200 Hz Anstieg der Lautstärke um rund 10 dB/100 Hz oder Abfall um ca. 4,5 dB/100 Hz; zwischen 200 und 500 Hz Anstieg der Lautstärke um ca. 3,7 dB/100 Hz oder Abfall um 2 dB/100 Hz).

4.3.1.2 Mit Trichterbruststücken (s. Tabelle 3)

Bei Steigerung von 0,5 kp auf 4 kp reagierten die Trichter wie folgt:

1. Im niederfrequenten Bereich Abnahme der Lautstärke

   a) dabei leichte Zunahme der Lautstärke zwischen 200 und 1000 Hz.
      - Reister B

   b) dabei konstante Lautstärke bei Frequenzen über 200 Hz
      - Down (neues Modell)
      - Down (altes Modell)

2. Im niederfrequenten Bereich Zunahme der Lautstärke

   a) dabei Zunahme im mittel- (200-500 Hz) und z.T. im hochfrequenten Bereich (500-1000 Hz)
      - Tykos (Einfachschlauchmodell) (Abb. 20)
      - Tykos (Doppelschlauchmodell)
      - Hewlett-Packard

   b) dabei Lautstärkeabnahme im mittelfrequenten Bereich und Lautstärkezunahme im hochfrequenten Bereich
      - Littmann (Abb. 21)
      - Reister
      - Chirurg

Die Ergebnisse lassen sich folgendermaßen zusammenfassen:

Mit dem Trichter kommt es mit Zunahme der Aufpreßkraft in der Regel ebenfalls zu einer Lautstärkezunahme im hochfrequenten Bereich, allerdings in geringerem Ausmaß als bei Membranbruststücken (ca. 1 dB/100 Hz). Im niederfrequenten und mittelfrequenten Bereich gibt es sowohl Zu- als auch Abnahmen der Lautstärke.

4.3.2 Auf menschlicher Brustwand

4.3.2.1 Mit Membranbruststücken (s. Tabelle 2)

Bei Frequenzen über 200 Hz zeigten alle Membranbruststücke bis auf das kleinere Membranbruststück des Tykos-Einfachschlauchstethoskops eine Lautstärkezunahme mit steigender Kraft. Nach quantitativen Gesichtspunkten ließen sich die Stethoskope einteilen in

1. solche mit geringer Lautstärkezunahme von durchschnittlich 4,0 dB/100 Hz zwischen 200 und 500 Hz und
   6,5 dB/100 Hz zwischen 500 und 1000 Hz:
   Littmann, Chirurg, Reister, Hewlett-Packard, Tykos (Einfach- und Doppelschlauch) mit größerem Mambranbruststück.

2. solche mit größerem Lautstärkezuwachs von
   7,0 dB/100 Hz zwischen 200 und 500 Hz und
   9,5 dB/100 Hz zwischen 500 und 1000 Hz:
   Down (altes und neues Modell), Tykos (Einfach- und Doppelschlauchmodell) mit größerem und "gewelltem" Membranbruststück.

Bei Frequenzen unter 200 Hz war folgende Unterteilung sinnvoll:

1. Anstieg der Lautstärke bei steigender Anpreßkraft

   a) zwischen 50 und 100 Hz:
      - Hewlett-Packard
      - Tykos (Einfachschlauchmodell) mit kleinem Membranstück
      - Tykos (Doppelschlauchmodell) mit kleinerem und gewelltem Membranstück

b) zwischen 100 und 200 Hz:
- Reister
- Tykos (Einfachschlauchmodell) mit großer und gewellter Membran
- Tykos (Doppelschlauchmodell) mit allen Membrantypen

2. Abfall der Lautstärke bei steigender Anpreßkraft

a) zwischen 50 und 100 Hz:
- Littmann
- Reister
- Down (altes Modell)
- Down (neues Modell)
- Chirurg
- Tykos (Einfachschlauchmodell) mit großem Membranbruststück
- Tykos (Doppelschlauchmodell) mit großem Membranstück

b) zwischen 100 und 200 Hz:
- Littmann
- Hewlett-Packard
- Chirurg
- Reister B
- Tykos (Einfachschlauchmodell) mit kleinem Membranstück
- Down (altes Modell)
- Down (neues Modell) (Abb. 22)

Zusammenfassend: Die zunehmende Anpreßkraft bei Membranbruststücken auf Leichenbrustwand wirkt sich so aus, daß bei allen Stethoskopen mit Ausnahme des kleineren Membranstücks beim Tykos-Einfachschlauchstethoskops eine deutliche Zunahme der Lautstärke bei Frequenzen über 200 Hz zu verzeichnen ist (durchschnittlich 4,5 dB/100 Hz zwischen 200 und 500 Hz und 8 dB/100 Hz zwischen 500 und 1000 Hz). Im niederfrequenten Bereich sieht man wieder ein verschiedenes Verhalten, teils einen Anstieg, teils einen Abfall der Lautstärke.

4.3.2.2 Mit Trichterbruststücken (s. Tabelle 3)

Bei zunehmender Anpreßkraft fand sich folgendes Verhalten:

1. Laustärkezunahme in allen Frequenzbereichen

   - Down (alt) (Abb. 23)
   - Reister B

2. Lautstärkeabnahme zwischen 50 und 300 Hz und Lautstärkezunahme bei Frequenzen über 300 Hz

   - Tykos (Doppel- und Einfachschlauchstethoskope)
   - Hewlett-Packard (Abb. 24)
   - Chirurg
   - Reister (bei ihm kam bei 4 kp keine Lautstärkekurve mehr zustande, die Aussage trifft nur bis zu einem Druck von 2 kp zu).
   - Down (neu)

3. Lautstärkeabnahme zwischen 50 und 100 Hz und zwischen 200 und 500 Hz; Lautstärkezunahme zwischen 100 und 200 Hz sowie zwischen 500 und 1000 Hz.

   - Littmann

Zusammenfassend: Es kommt im hochfrequenten Bereich zwischen 500 und 1000 Hz bei allen Stethoskopen zu einem Lautstärkezuwachs von durchschnittlich 4,0 dB/100 Hz. Im nieder- und mittelfrequenten Bereich (50-500 Hz) zeigt sich ein wechselndes Verhalten.

Membran

Einheit: dB/100 Hz

Frequenz	Littmann	Reister	Hewlett-Packard	Tykos E (groß)	Tykos D (groß)	Chirurg	Down (neues Modell)
50- 100	+ 17 - 3	+ 13 - 8	+ 14 + 2	+ 7 - 2	+ 6 - 2	+ 14 - 6	+ 5 - 6
100- 200	+ 17 - 2	+ 15 + 2	+ 8 - 1	+ 3 + 4	+ 1 + 5	+ 7 - 6	- 2 - 7
200- 300	+ 1 + 6	+ 19 + 6	+ 2 ± 0	+ 2 + 2	+ 2 + 3	- 3 ± 0	± 0 + 2
200- 500	+ 4 + 3	+ 9 + 6	+ 4 + 4	+ 2 + 4	+ 2 + 4	+ 3 - 1	+ 2 + 4
500-1000	+ 3 + 7	+ 4 + 7	+ 2 + 10	± 0 + 6	+ 1 + 8	+ 8 + 1	+ 1 + 11

Frequenz	Down D (altes Modell)	Reister B	Tykos D (klein)	Tykos E (gewellt)	Tykos E (klein)	Tykos D (gewellt)
50- 100	- 10 - 6	- 2 ± 0	- 3 + 3	- 6 ± 0	- 6 + 7	- 6 + 1
100- 200	- 8 - 10	- 8 - 6	- 2 + 6	- 1 + 6	- 2 - 3	± 0 + 5
200- 300	- 3 ± 0	- 2 + 3	+ 1 + 4	+ 4 + 9	+ 2 - 4	+ 4 + 9
200- 500	- 1 + 4	- 1 + 7	+ 2 + 7	+ 3 + 10	+ 2 - 2	+ 5 + 11
500-1000	± 0 + 11	+ 2 + 11	+ 2 + 13	+ 2 + 5	+ 3 - 3	+ 6 + 5

Lautstärkezu- (+) bzw. -abnahme (-) bei Anstieg der Anpreßkraft von 0,5 kp auf 4 kp.
Die erste Zahl bezieht sich auf den Simulator Porogummi, die zweite auf Leichenbrustwand.

Tabelle 2

Trichter

Frequenz	Reister B	Down D (altes Modell)	Down (neues Modell)	Tykos E	Tykos D
50- 100	- 4 - 3	- 3 + 1	- 3 - 4	+ 5 -14	+ 5 - 9
100- 200	+ 1 + 2	- 1 + 3	- 1 - 2	+ 5 - 7	+ 10 - 6
200- 300	+ 1 + 2	- 1 + 5	± 0 - 3	+ 2 - 1	+ 6 - 4
200- 500	+ 1 + 1	± 0 + 4	± 0 - 3	+ 3 + 3	+ 7 + 2
500-1000	+ 1 + 3	± 0 + 3	± 0 + 3	± 0 + 7	+ 2 + 6

Frequenz	Hewlett-Packard	Reister	Chirurg	Littmann
50- 100	+ 9 - 5	+ 7 - 5	+ 10 - 3	+ 6 ± 0
100- 200	+ 10 - 4	+ 10 - 7	+ 6 - 1	+ 4 + 7
200- 300	+ 2 - 4	± 0 - 9	- 5 - 2	- 4 - 2
200- 500	+ 3 ± 0	- 1 - 6	± 0 + 1	- 3 - 2
500-1000	+ 1 + 6	+ 2 ± 0	+ 1 + 10	± 0 + 3

Tabelle 3

5.3 DISKUSSION DER ERGEBNISSE ÜBER DEN EINFLUß DER UNTERSCHIEDLICHEN ANPREßKRAFT MIT DEM BRUSTWANDSTÜCK

Die Versuche mit verschiedenen Aufpreßkräften waren unerläßlich: Schon vom Klinischen her ist bekannt, daß bei stärkerem Aufpressen z.B. mit dem Membranbruststück höherfrequente Geräusche besser zum Ausdruck kommen und daß die niederfrequenten Töne und Geräusche mit dem Trichter und bei schwachem Aufdrücken am besten gehört werden können. Um diese Filterwirkung bei einer vergleichenden Prüfung von Stethoskopen und Stethoskopteilen messen zu können, mußte unter allen Umständen die Anpreßkraft bei den Versuchen festgelegt werden - was unseres Wissens bisher nur von einem Autor (18) experimentell untersucht wurde. Aus diesen Gründen schien es uns ganz allgemein wissenswert, den Einfluß der Aufpreßkraft auf den Frequenzgang des Stethoskops zu untersuchen, ganz abgesehen davon aber auch zu ermitteln, welche Bedingungen für die Filterwirkung im niederen und hohen Frequenzbereich gegeben sein müssen. Dabei ist allerdings zu beachten, daß die ausgewählten Frequenzbereiche (50-200 Hz niederfrequent, 200-500 Hz mittelfreqeunt und 500 bis 1000 Hz hochfrequent) nicht identisch sind mit einem nieder-, mittel- oder hochfrequenten Ton oder Geräusch, da schon 250 Hz (und mehr) vom Ohr als hochfrequent - im Sinne der Auskultation - empfunden werden (Eigenversuche, 3,41).

Nachdem sich herausgestellt hatte, daß zwischen 4 kp und 5 kp Anpreßkraft sich - mit einer Ausnahme - keine Änderungen der Lautstärke ergaben, wurde bei den Untersuchungen mit Brustwand nur noch eine Kraft von 0,5 kp, 1,0 kp, 2,0 kp und 4,0 kp aufgebracht.

Dabei ist zu bemerken, daß o,5 kp klinisch einem ausgesprochen sanften Auflegen, 4,0 kp und mehr einem abnorm starken und 1,0 bzw. 2,0 kp dem üblichen Aufpressen entsprechen.

Wie nach der bisherigen klinischen Erfahrung bei der Auskultation und nach den theoretischen Erwägungen (34) zu erwar-

ten war, steigt die Lautstärke des hochfrequenten Bereiches (500-1000 Hz) mit zunehmender Anpreßkraft. Der höchste Lautstärkezuwachs ergibt sich dabei bei den Membranen gegenüber den Trichtern; bei den Membranbruststücken wiederum stärker bei den vorgewölbten, weicheren Exemplaren als bei den starren und planen, bei Membranstücken auf Leichenbrustwand auch stärker als auf Porogummi. Ebenfalls eine Lautstärkezunahme ist - allerdings nur auf Brustwand - auch im mittelfrequenten (200-500 Hz) Bereich zu verzeichnen. Auf Porogummi findet man dann wie im niederfrequenten Bereich (50-200 Hz) sowohl Lautstärkezu- als auch -abnahmen. Man sieht gerade an diesem Beispiel, wie wichtig es war, bei der Prüfung der Stethoskope nicht nur Porogummi als Brustwandsimulator zu benutzen, sondern einen Teil der menschlichen Brustwand.

Es ist mit diesen Untersuchungen auch experimentell bewiesen, daß ein verstärktes Aufpressen mit dem Membranstück zu einer weit stärkeren Lautstärkezunahme der mittleren und hohen Frequenzen führt als mit dem Trichter. Was dieses Trichterbruststück anbelangt, darf man sagen, daß der Lautstärkezuwachs so gering ist, daß er nur mit schwacher Anpreßkraft bei der Auskultation benutzt werden kann und soll; denn umgekehrt zeigt sich, daß bei steigendem Druck die Intensität im niederfrequenten Bereich auf Brustwand bei sechs von acht Stethoskopen abnimmt, was wiederum dafür spricht, den Trichter leicht aufzusetzen, weil nur so ein Optimum zur Auskultation niederfrequenter Töne und Geräusche gegeben ist. Die zwei Stethoskope, bei denen die Lautstärke im niederfrequenten Bereich mit stärkerem Druck ansteigt, sind solche mit einem Gummiring am Trichterrand (Down (altes Modell) und Littmann). Rappaport/Sprague (34) erklären dies damit, daß wegen der Elastizität des Gummis ein stärkerer Druck notwendig ist, um dieselbe Eigenfrequenz der Haut auslösen zu können wie ohne den Gummiring (s. 5.7).

Unseres Wissens ist die bisherige klinische Erfahrung mit diesen Versuchen zum ersten Mal experimentell belegt und exakt meßbar für jede Trichterform gemacht worden.

4.4 HALTUNG DER STETHOSKOPBRUSTSTÜCKE (BESCHREIBUNG s. 2.3.4.2)

Die getesteten Stethoskope (Littmann, Down (neu), Reister und Reister B sowie Tykos) zeigten mit Ausnahme des Tykos-Stethoskops bei allen drei Arten der Handhaltung

1. Fassen des Bruststückes mit den Fingern und senkrechtes Aufdrücken von oben
2. Aufdrücken des Stethoskops mit den flach ausgestreckten Fingern
3. Aufdrücken des Stethoskops mit der Handinnenfläche

mit allen Auflagedrucken bei Frequenzen über 500 Hz keinerlei Unterschiede. Unterhalb dieses Frequenzbereiches (50-500 Hz) erzielte man bei der Haltung mit der Handinnenfläche, dem Handteller, eine leichte Erhöhung der Lautstärke gegenüber den anderen - mit einer Ausnahme im Bereich von 50-100 Hz: Hier ist die Lautstärke bei Haltung mit senkrecht aufgestellten Fingern am höchsten:

Frequenz:	Littmann, Reister (Abb. 25), Down, Reister B	Tykos (Abb. 26)
50- 100 Hz	+ 4 dB	- 3 dB
100- 500 Hz	- 2 dB/100 Hz	+ 2 dB/100 Hz
500-1000 Hz	----	+ 1 dB/100 Hz

Tabelle 4

"+" bedeutet größere Lautstärke mit der üblichen Art als mit der Handinnenfläche

"-" bedeutet geringere Lautstärke mit der üblichen Art als mit der Handinnenfläche.

Mit flach ausgestreckten Fingern (Methode 2) lagen die Resultate zwischen den beiden anderen Handhaltungen.

Die Ausnahme war - wie oben schon erwähnt - das Tykos-Stethoskop; es verhielt sich gerade umgekehrt, d.h. bei 50 bis 100 Hz fiel die Intensität bei Haltung mit der allgemein üblichen Art, bei 100-500 Hz stieg sie im Vergleich zur Haltung mit der Handinnenfläche.

Als 4. Möglichkeit wurde wieder mit den drei beschriebenen Handhaltungen untersucht, ob und wie sie sich auswirken, wenn nicht der dem Brustwandsimulator zugewandte Aufnehmer des Bruststückes der Stethoskope, sondern der abgewandte an den Schlauch angeschlossen war (s. 2.3.4.2). Hier ergab sich folgendes: Beim Down- (altes Modell), Tykos- und Reister B-Stethoskop konnte keine Schallübertragung zur Olive gemessen werden; ebenfalls keine Schallübertragung ergab sich bei den beiden anderen Stethoskopen (Littmann, Reister), wenn man sie mit der üblichen Haltung (senkrecht von oben mit den Fingern) aufdrückte. Dagegen kam es zu einer ausgeprägten Schallübertragung bei Haltung mit der Handinnenfläche (Abb. 27) und - allerdings nicht so ausgeprägt - mit den flach ausgestreckten Fingern. Gegenüber der regulären Stethoskopanwendung zeigte diese unerwartet gewonnene Kurve bis 300 Hz bei einem Auflagedruck von 1 kp einen leicht erhöhten Lautstärkepegel (4-5 dB/100 Hz). Bei Frequenzen über 300 Hz fiel sie dann gegenüber der Originalkurve stark ab und lag durchschnittlich 9 dB/100 Hz (bei Prüfung mit Membranbruststücken) bzw. 5 dB/100 Hz (bei Prüfung mit Trichterbruststücken) unter der ordnungsgemäß erzeugten Kurve. Bei stärkerem Auflagedruck (4 kp) lag die Originalkurve immer über der Kurve, die ohne Luftverbindung erzielt worden war, bei Frequenzen von 50-200 Hz um rund 7 dB/100 Hz, bei Frequenzen von 200-1000 Hz um 14 dB/100 Hz (bei Membranen) bzw. 5 dB/100 Hz (bei Trichtern).

Der Kurvenverlauf selbst war erstaunlicherweise bei beiden Anschlußversionen sehr ähnlich.

5.4 DISKUSSION DER ERGEBNISSE ÜBER DIE HALTUNG DER STETHOSKOPBRUSTSTÜCKE

Die Untersuchungen mit drei verschiedenen Handhaltungen (senkrechtes Aufdrücken der Bruststücke mit den Fingern (= allgemein übliche Art), Aufdrücken mit flach ausgestreckten Fingern, Aufdrücken mit der Handinnenfläche) ist bis jetzt im experimentellen Bereich und auch bei der Auskultation am Menschen unseres Wissens nicht diskutiert worden. Wir hielten es trotzdem für nötig, die Handhaltung zu untersuchen, um Fehlerquellen durch unterschiedliche Haltung auszuschließen. Wie zu erwarten war, zeigten sich nur geringfügige Unterschiede in der Intensität in den verschiedenen Frequenzbereichen. Es muß aber festgehalten werden, daß mit Ausnahme des Tykos-Stethoskops mit der Handinnenfläche geringgradig höhere Lautstärkemaxima in den verschiedenen Frequenzbereichen erreicht wurden als mit den beiden Fingerhaltungen. Unerklärlicherweise gab es bei diesen die Ausnahme im Frequenzbereich von 50-100 Hz, wo die Intensität mit der üblichen Haltung höher war als mit den beiden anderen. Unerklärt ist auch, daß das Tykos-Stethoskop sich grundsätzlich von den anderen Stethoskopen unterschied, indem bei ihm gerade mit der allgemein üblichen Art, das Stethoskop aufzudrükken, eine größere Lautstärke erzielt wurde.

Das zweifellos interessanteste Ergebnis dieser Untersuchungsreihe war der Versuch, Kurven aufzunehmen, wenn das Stethoskop so eingestellt war, daß der aufnehmende Teil der Bruststücke keine Luftverbindung zum Schlauch bzw. zum künstlichen Ohr und damit zum Registriergerät hatte. Eine Nullinie, d.h. keine Schallübertragung, gab es bei den Stethoskopen Down, Reister B und Tykos. Bei den Stethoskopen Littmann, Reister und Hewlett-Packard entstanden - allerdings nur bei schwachem Aufdrücken (1 kp) und mit fest aufgelegter Handinnenfläche - regelrechte Kurven, die im Frequenzbereich bis 300 Hz sogar eine größere Intensität, bei Frequenzen über 300 Hz eine - erheblich - geringere Intensität erbrachten als die regelrecht gewonnenen Kurven.

Diese Versuche können wahrscheinlich nur folgendermaßen gedeutet werden: Bei Auflage der flachen Hand mit leichtem Druck wird das nicht unmittelbar auf dem Schallgeber aufsitzende Bruststück des Stethoskops luftdicht abgeschlossen. Die Schwingungen vom auf dem Brustwandsimulator aufgesetzten Bruststück werden auf die aufdrückende Hand übertragen. Verschließt diese Hand beim Aufdrücken mit dem Handteller fest das dem aufgesetzten Bruststück gegenüberliegende, das eine direkte Verbindung zum Stethoskopschlauch hat, werden diese Schwingungen - auf einem Umweg - noch zum Registriergerät bzw. Ohr geleitet. Besonders die langsamen niederfrequenten Schwingungen finden so ihren Weg zum Ohr. Dieser Effekt ist natürlich nur bei Stethoskopen zu erzielen, deren Bruststücke auf gegenüberliegende Seiten angeorndet sind (wie z.B. die Lightweight-Stethoskope); bei den Stethoskopen, bei denen beim Aufdrücken mit dem Handteller das zweite Bruststück offenbleibt (Down, Reister-B, Tykos) können die Schwingungen entweichen.

Eine untergeordnete Rolle spielt vielleicht noch eine Undichtigkeit im Umschaltmechanismus Membran/Trichter. Bei schlecht verarbeitetem Riegelmechanismus können Schallwellen zum gegenüberliegenden Bruststück entweichen, wenn sie mit der üblichen Fingerhaltung aufgedrückt werden. Schon Groom (12) hat darauf hingewiesen, daß im Bereich des Riegelmechanismus sogenannte "Lecks" auftreten können und die Effizienz verschiedener Stethoskope beeinträchtigen.

4.5 DURCHMESSER VON BRUSTSTÜCKEN (BESCHREIBUNG s. 2.3.4.3)

Zur Beurteilung des Durchmessers von Membran- und Trichterbruststücken stand nur das Hewlett-Packard-Stethoskop zu vergleichenden Untersuchungen zur Verfügung, da es hier mehrere Ausführungen der Bruststücke mit verschiedenen Durchmessern, aber ansonsten gleichen Bedingungen gab.

1. Membranbruststücke

   Das kleinere der beiden Membranbruststücke (3,2 cm) erwies sich im gesamten Frequenzbereich als schlechter (Abb. 28): Im unteren (50-200 Hz) und oberen (500-1000 Hz) Frequenzbereich betrug die Intensität 6 dB/100 Hz, im mittleren Bereich (200-500 Hz) sogar 11 dB/100 Hz mehr bei Verwendung des größeren (4,4 cm) Membranstückes.

   In Abhängigkeit von der Anpreßkraft fanden sich dabei größere Lautstärkeunterschiede bei geringem (0,5 kp) und bei starkem Aufpressen (4,0 kp) mit durchschnittlich 8 dB/100 Hz, während sie bei 1 kp 6 dB/100 Hz betrugen.

2. Trichterbruststücke

   Auch bei den Trichtern erreichte man mit dem kleinsten (2,3 cm) der drei im ganzen Frequenzbereich die geringste Intensität (Abb. 29); wiederum zeigte sich dies am deutlichsten bei den mittleren Frequenzen zwischen 200 und 500 Hz. Diese Aussage bezog sich auf alle angewandten Auflagedrucke. Im einzelnen zeigte sich, daß der kleinste Trichter in diesem Frequenzbereich bei einer Aufpreßkraft von 0,5 kp und 4,0 kp um 10 dB/100 Hz schlechter war als die beiden anderen; bei 1 kp ergab sich ein Unterschied von 12 dB/100 Hz. Was die Frequenzbereiche von 50-200 Hz und 500-1000 Hz anbelangt, so ergab sich mit dem kleinsten Trichter eine um 8 dB/100 Hz geringere Intensität.

Diese genannten Unterschiede des kleinsten Trichters sind jeweils bezogen auf den Mittelwert der Ergebnisse des mittleren (2,7 cm) und des größten Trichters (Durchmesser 3,4 cm). Der Vergleich ist deshalb gestattet, weil sich die Trichter mit dem mittleren und größten Durchmesser fast gleich verhielten und nur in kleinen Bereichen differierten.

5.5 DISKUSSION DER ERGEBNISSE ÜBER DEN DURCHMESSER VON BRUSTSTÜCKEN

Folgende konstruktive Einflüsse eines Stethoskopbruststükkes auf die Übertragung von Tönen und Geräuschen sind nach der Literatur bekannt:

1. Je größer die Auflagefläche des Bruststückes, desto größer die Lautstärke (28).

2. Je kleiner das innere Luftvolumen, desto größer die Lautstärke (34).

3. Je größer der Durchmesser, desto tiefer die Eigenresonanz, desto besser also geeignet für die tiefen Frequenzen; je geringer der Durchmesser, desto stärker die Abschwächung der unteren Frequenzen (34).

Wenn man diese Einflüsse auch im einzelnen nicht bezweifeln kann, so ergeben sich doch in praxi Schwierigkeiten bei gewissen Stethoskopen, von vornherein theoretische Eigenschaften zu erkennen, da sich diese drei Parameter notwendigerweise vermischen. Man kann z.B. die Auflagefläche nicht unbegrenzt groß machen, weil sonst eine konstante Aufpreßkraft nicht gewährleistet ist. Und weiterhin: Je größer der Durchmesser, d.h. die Auflagefläche ist, desto größer wird zwar die Lautstärke, desto größer aber auch das Luftvolumen; damit kommt ein Faktor zum Tragen, der die Lautstärke wieder vermindert. Gerade hier zeigt sich, daß eine praktische Erprobung der Stethoskope zu ihrer Beurteilung unabdingbar ist.

Was haben nun unsere Versuche in Bezug auf diese theoretischen Voraussetzungen gezeigt?

Vorausschicken muß man, daß diese Untersuchungen nur an einem Stethoskop-Modell und nur auf Porogummi durchgeführt werden konnten, da sonst kein Stethoskop mit Bruststücken verschiedenen Durchmessers, aber ansonsten gleichen Bedingungen, zur Verfügung stand. Dies dürfte jedoch keine Ein-

schränkung der Aussage bedeuten, da es ja nur auf die Prüfung des Brustwandstückes des Stethoskops ankam.

1. Bei den Membranbruststücken zeigte sich eindeutig bei allen Anpreßkräften, daß die Membran mit dem größeren Durchmesser in allen Frequenzbereichen eine höhere Lautstärke erzielte - trotz des größeren Lufvolumens (Abb. 28). Die ersten beiden Resonanzen liegen auch beim Stethoskop der großen Membran etwas tiefer (vgl. 3). Für die Auskultation ergibt sich jedoch daraus nicht notwendigerweise der Schluß, daß man mit einer größeren Membran besser hört, zumal bei einer solchen auch die niederen Frequenzen mehr zum Tragen kommen als bei einem Membranbruststück mit geringerem Durchmesser. Letzteres ist deshalb nicht von so großer Wichtigkeit, da das Ohr für die höheren Frequenzen empfindlicher ist.

   Im Hinblick auf den Durchmesser für ein optimales Membranbruststück läßt sich folgendes sagen: In der Literatur beruft man sich bei den Maßangaben z.T. auf Rappaport/Sprague (wie in 24,26,39) und rät zu Durchmessern von ca. 3,5 cm, z.T. empfiehlt man aufgrund eigener Ergebnisse (4,5) Durchmesser zwischen 2,8 cm und 4,2 cm als gleichwertig. Letztere Angabe erscheint nach unseren Untersuchungen nicht richtig, da mit dem kleineren Membrandurchmesser von 3,2 cm eine weit geringere Lautstärke als mit dem größeren von 4,3 cm erzielt wurde. Insgesamt sollte nach eigenen Untersuchungen und den zitierten Überlegungen ein Membranbruststück einen Durchmesser von mindestens 3,5 cm haben, besser noch von 4,0 - 4,5 cm.

2. Auch beim Trichter bestätigt sich - abgesehen von einer kleinen Einschränkung - : Je größer der Durchmesser, desto höher die Lautstärke. Sie trifft für den Bereich von 50-150 Hz nicht zu, da hier der mittelgroße Trichter eine geringgradig höhere Lautstärke (2 dB/100 Hz) aufwies. Es ist bemerkemswert, daß die Lautstärkeunterschiede zwischen den Trichtern mit 2,7 cm und 3,4 cm Durchmesser selbst im Bereich der niederen Frequenzen mit ca.

2 dB/100 Hz nicht erheblich, gegenüber dem Trichter mit einem Durchmesser von 2,3 cm aber stark ausgeprägt waren mit z.B. Unterschieden von 8 dB zwischen 50 und 100 Hz. Die Konsequenzen für die Trichtergrößen müssen daraus sicher mit Vorsicht gezogen werden, aber es scheint, daß bei einem Durchmesser von mehr als 2,7 cm kein besonderer Lautstärkezuwachs gefunden wird, also ein größerer Durchmesser für einen Trichter unnötig ist. Andererseits muß man bei einem Trichterbruststück mit einem Durchmesser von 2,3 cm oder weniger damit rechnen, daß die Intensität erheblich abnimmt. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Empfehlungen von Littmann (26), der einen Durchmesser von 2,8 cm angibt, während Johnston/Kline (20) 3 cm Durchmesser empfehlen. Bei Kindern und mageren Patienten kann ein geringerer Durchmesser u.U. unabdingbar sein (23). Letztlich spielt auch die Tiefe des Trichters nicht nur im Hinblick auf das möglichst klein zu haltende innere Luftvolumen eine Rolle. Hierbei muß man einen Kompromiß schließen. Wenn das Volumen und damit die Tiefe des Trichters möglichst gering gehalten werden sollte, so kann man diese nicht beliebig klein machen, weil bei Auflage auf die elastische Brustwand Haut und Unterhautfettgewebe den Trichter u.U. ausfüllen können, was zu einer erheblichen Abschwächung der Lautstärke führt - wie in eigenen Versuchen mit dem Reister-Stethoskop festgestellt wurde. Die Tiefe der drei geprüften Trichter der Hewlett-Packard-Stethoskops betrug 0,8 bzw. 0,97 cm. Littmann (26) empfiehlt eine Tiefe von 0,6 cm, Johnston/Kline (26) von nur 0,3-0,5 cm. Ein Bereich von 0,5 - 0,7 cm dürfte ein guter Kompromiß und empfehlenswert sein.

Über die Bedeutung der Form des Trichters - kugelförmig oder kegelförmig - konnten keine Vergleichsuntersuchungen mit ein und demselben Stethoskop angestellt werden. Es ist deshalb auch nicht möglich, zu den Aussagen von Ertel (7) und Johnston/Kline (20) einen Kommentar abzugeben, daß die flachen, kugelförmigen Trichter die höheren Frequenzen weniger gut weiterleiten. Für die praktische Auskultation wichtig wäre in erster Linie jedoch zu wissen, mit welcher Art und Form von Trichter die niederfrequenten Bereiche an Lautstärke gewinnen, um leise niederfrequente Töne und Geräusche besser zu hören.

4.6 MEMBRANBRUSTSTÜCKE UND MEMBRANEN (BESCHREIBUNG s. 2.3.4.4)

1. Der Einfluß der Membran auf die Lautstärke in verschiedenen Frequenzbereichen zeigte sich beim Vergleich der Kurven mit und ohne Membran auf Porogummi. Diese Versuche, durchgeführt mit den Stethoskopen Tykos (kleineres Membranstück mit vorgewölbter Membran und größeres Membranstück mit planer, leicht zurückliegender Membran), Down (neues Modell) und Littmann brachten folgendes Ergebnis:

   - Beim Tykos-Stethoskop mit dem kleineren Membranbruststück ist die Lautstärke im gesamten Frequenzbereich höher mit Membran als ohne Membran (durchschnittlich 7 dB/100 Hz in Abhängigkeit von Anpreßkraft und Frequenzbereich, s. Tabelle 5).

   - Bei den anderen Stethoskopen ist die Intensität - wenn auch mit ca. 1,5 dB/100 Hz unwesentlich - geringer mit als ohne Membran (Abhängigkeit von Anpreßkraft und Frequenz s. Tabelle 5).

Tykos		50-100 Hz	100-300 Hz	300-1000 Hz
(kleiner Aufnehmer) Abb. 30	1 kp	+ 3,5	+ 13	+ 3,5
	4 kp	+ 7,0	+ 10	+ 7,0
Down		50-100 Hz	100-200 Hz	200-1000 Hz
Abb. 31	1 kp	- 3	- 3	-----
	4 kp	----	----	+ 1,5
Littmann		50-500 Hz	500-800 Hz	800-1000 Hz
Abb. 32	1 kp	- 4	- 4	- 4
	4 kp	- 2,5	----	+ 1,5
Tykos		50-1000 Hz		
(großer Aufnehmer) Abb. 33	1 kp	- 1,5		
	4 kp	- 3,0		

Tabelle 5: "+" = Lautstärke höher mit Membran als ohne (Einheit: dB/100 Hz).

2. Ergebnisse der Versuche mit verschiedenen Membranen

a) Einfluß der Membranaufnehmer: Abb. 34
Sämtliche Untersuchungen wurden mit den zwei in 2.3.4.4 beschriebenen Membranaufnehmern von Tykos vorgenommen, dem kleineren (Durchmesser 4,5 cm) und dem größeren (Durchmesser 4,8 cm).

Wenn sich die Vergleiche auf den "kleineren" und "größeren" Aufnehmer bezogen, ist zu berücksichtigen, daß der Unterschied ihrer Durchmesser nur 0,3 cm betrug und außerdem, daß der sogenannte "kleinere" Aufnehmer so konstruiert war, daß nicht nur die bereits in sich vorgewölbte Membran (Nr. 3), sondern auch fast alle anderen Membranen gegenüber dem Rand etwas vorgewölbt waren. Die Ausnahmen waren die Membranen Nr. 5,6 und Nr. 7; sie waren sehr hart und konnten deshalb die

durch den Membranaufnehmer induzierte Wölbung nicht mitmachen. Im sogenannten "größeren" Aufnehmer dagegen war nur die Membran Nr. 3 gegenüber dem Metallrand des Aufnehmers etwas vorgewölbt.

Von wenigen Ausnahmen abgesehen, wurde die Lautstärke höher, wenn dieselbe Membran in den kleineren Aufnehmer eingespannt war als wenn sie im größeren Aufnehmer geprüft wurde. Der durchschnittliche Lautstärkeunterschied betrug dabei 4 dB/100 Hz, wobei die größten Lautstärkeunterschiede im Frequenzbereich zwischen 100 und 300 Hz lagen. Im einzelnen erbrachten die verschiedenen Membranen im kleineren Aufnehmer mehr Intensität als im größeren wie folgt: (Einheit: dB/100 Hz)

Membran Nr.	1	2	3	4	5	6	7
Druck 1 kp:	7,5	5,0	5,0	5,5	5,0	3,5	2,5
4 kp:	6,5	4,7	3,0	4,5	2,6	3,8	4,0

Die erwähnte Ausnahme, d.h. eine größere Intensität bei Verwendung des größeren Aufnehmers, findet sich nur im Frequenzbereich von 50-100 Hz bei folgenden Membranen:

- Membran Nr. 3, Nr. 5 und Nr. 6 beim Aufpressen mit 1 kp. Die Intensität war durchschnittlich um 3,5 dB höher als bei Anwendung des kleineren Aufnehmers.

- Membranen Nr. 1, Nr. 2, Nr. 4, Nr. 5, Nr. 6 und Nr. 7 beim Aufdrücken mit 4 kp, ebenfalls durchschnittlich 3,5 dB.

b) Steigert man die Kraft, mit der die Membranen in beiden Aufnehmern auf die Porogummischeibe gepreßt werden, von 1 kp auf 4 kp, steigt in allen Frequenzbereichen die Intensität an;

zwischen 50 und 200 Hz: beim großen Aufnehmer: 4,6 dB/100 Hz
beim kleinen Aufnehmer: 1,6 dB/100 Hz

zwischen 200 und 500 Hz: beim größeren: 2,5 dB/100 Hz
beim kleineren: 2,1 dB/100 Hz

zwischen 500 und 1000 Hz: beim größeren: 1,2 dB/100 Hz
beim kleineren: 2,2 dB/100 Hz

(s. Abb. 35)

c) Es standen zwar neun verschiedene Membranen für die Prüfung zur Verfügung, doch unterschieden sie sich nicht nur in ihrer Dicke, sondern auch in ihrer Wölbung - in ihrer Härte; so war es nicht möglich, eine Serie gleichgewölbter, gleich harter Membranen verschiedener Dicke zu testen. Es wurden so zur Prüfung des Einflusses der Dicke zwei bzw. drei völlig gleichartige Membranen zu gleicher Zeit in einen Membranaufnehmer gespannt (und dabei auch die Härte verändert!). Bei einer Gesamtdicke von 0,7 mm bzw. 1,05 mm zeigte sich, daß die Lautstärke im Vergleich zur Einzelmembran von 0,35 mm (Membran Nr. 7) im Frequenzbereich von 50-100 Hz um 7 dB bzw. 9 dB abfällt, im Frequenzbereich von 100-1000 Hz um rund 2,5 dB/100 Hz.

Zur Veranschaulichung, wie sehr sich die Membranen maximal unterscheiden können, wird auf die Abb. 36 und 37 verwiesen. Die beiden Kurven zeigen für den sogenannten "kleinen" und "großen" Aufnehmer jeweils die beiden Membranen mit der größten und geringsten Intensität, bezogen auf den für Membranen wichtigen Frequenzbereich von 200-1000 Hz.

Beginnend mit jeweils der Membran, die zwischen 200 und 1000 Hz die geringste Lautstärke aufweist, wird eine Reihenfolge aller getesteten Membranen hinsichtlich der Lautstärke zwischen 200 und 1000 Hz aufgestellt.

Im kleineren Aufnehmer:

1 kp Auflagedruck: Nr.3 -- Nr.5 -- Nr.7 = Nr.6 = Nr.4 -- Nr.1 = Nr.2 -- Originalmembran (des kleinen Aufnehmers von Tykos).

4 kp Auflagedruck: Nr.3 -- Nr.5 -- Nr.7 = Nr.6 -- Nr.4 -- Originalmembran - Nr. 2 = Nr. 1.

Im größeren Aufnehmer:

1 kp Auflagedruck: Nr.3 -- Nr.4 -- Nr.1 -- Nr.5 = Originalmembran (des größeren Aufnehmers von Tykos) -- Nr.6 - Nr.2 = Nr.7.

4 kp Auflagedruck: Nr.3 -- Nr.1 -- Nr.4 -- Nr.5 = Originalmembran -- Nr. 7 = Nr. 6 = Nr. 2.

5.6 DISKUSSION DER ERGEBNISSE ÜBER MEMBRANBRUSTSTÜCKE UND MEMBRANEN

Vorab einige theoretische Überlegungen zu Übertragungseigenschaften von Membranbruststücken (34):

Das Membranbruststück ist ein in sich geschlossenes System. Durch den relativ großen Durchmesser wird eine große Schallmenge aufgenommen, so daß leise Geräusche besser gehört werden können. Die Membran hat außerdem die Aufgabe, niederfrequente Geräusche durch Filterung zu unterdrücken. Der Gehöreindruck mit dem Membranteil ist deshalb höherfrequent als mit dem Trichter. Diese Filterfunktion ist nach verschiedenen Autoren (23,25) nur dann vorhanden, wenn die Membran steif, straff gespannt und nicht zu dünn ist. Sowohl Ertel (7) als auch Landes (22) und Macfarlan (28) haben herausgefunden, daß es auch Membranen gibt, die entweder überhaupt nicht filtern oder aber im gesamten Frequenzbereich zu einer Abschwächung der Lautstärke führen.

Jede Membran hat Eigenfrequenzen, die abhängig sind von der ihr anhaftenden Trägheit, ihrer Elastizität, ihrer Spannung und ihrem Durchmesser. Nehmen diese Eigenfrequenzen zu (z.B. durch Verringerung des Durchmessers oder durch zusätzliche Spannung der Membran), steigen auch die oberen Frequenzen, die eine solche Membran übertragen kann, an. Dabei sinkt jedoch die Empfindlichkeit im Frequenzspektrum unterhalb der niedrigsten Eigenfrequenz. Als Folge davon ist eine Membran mit hoher Eigenfrequenz weniger empfindlich für tiefe Frequenzen als eine Membran mit niederer Eigenfrequenz. Aufgrund dieser Ausführungen sollte ein Membranbruststück, das ja die hohen Frequenzen wiedergeben soll, möglichst stark aufgedrückt werden.

Die Untersuchungen über die Eigenschaften der Membran wurden ausschließlich auf Porogummi durchgeführt. Zur Verfügung standen neun verschiedenartige Membranen, die mit zwei Aufnehmern (Tykos) getestet wurden. Diese beiden Aufnehmer

unterschieden sich in ihrer Größe nur unwesentlich (4,5 cm und 4,8 cm), jedoch wesentlich darin, daß der kleinere Aufnehmer so konstruiert war, daß er den Membranen, wenn sie nicht zu starr waren, eine flache Vorwölbung verlieh; im größeren Aufnehmer lagen die Membranen plan und etwas hinter dem Metallrand zurück.

Die Unterschiede, die zwischen den beiden Aufnehmern gemessen werden konnten, dürften in erster Linie damit zusammenhängen, ob die Membranen plan oder leicht vorgewölbt im Aufnehmer lagen. Als Beweis dafür kann man werten, daß sich die Intensitätskurven bei beiden Membranaufnehmern dann sehr wenig unterschieden, wenn die Membranen in beiden Aufnehmern entweder plan leicht zurücklagen (Membran Nr. 6 und Nr. 7) oder aber in beiden Aufnehmern vorgewölbt waren, was bei der vorgeformt vorgewölbten Membran Nr. 3 der Fall war. Schließlich macht auch die Tatsache, daß die Lautstärke über 100 Hz bei allen neun Membranen im "kleineren" Aufnehmer (mit induzierter Wölbung der Membranen!) höher war, wahrscheinlich, daß tatsächlich diese Vorwölbung der entscheidende Grund für die Differenzen zwischen den beiden Aufnehmern war; (bei Versuchen über die Bedeutung des Durchmessers von Membranbruststücken hatte sich herausgestellt, daß die Lautstärke an sich größer wird, wenn der Durchmesser des Bruststückes größer wird (s. 4.5/5.5).

Somit steht fest, daß eine leicht vorgewölbte Membran grundsätzlich eine größere Lautstärke über 100 Hz erbringt. Dies ist für Porogummi durch diese Untersuchungen bewiesen, dürfte jedoch auch bei der Anwendung auf Brustwand zutreffen.

Durch die Untersuchungen von Howell (18) werden diese Ergebnisse unterstützt. Dick/Bosch meinen, in einer Arbeit (4) das Gegenteil gefunden zu haben, korrigieren diese Ansicht aber weitgehend in einer zweiten Arbeit (5).

Neben der Wölbung spielt sicher auch die Flexibilität bzw. Starrheit der Membran eine Rolle. Dies konnte sehr eindrucksvoll mit der Membran Nr. 3 gezeigt werden. Diese Membran mit

einer Dicke von 0,3 mm (die dickste aller Membranen war 0,4 mm, die dünnste 0,25 mm) bestand aus dem weichsten Material und hatte somit die größte Flexibilität. Doch obwohl sie die stärkste - bereits vorgeformte - Vorwölbung aufwies, erbrachte sie ab einer Frequenz von 150 Hz die geringste Lautstärke aller Membranen. Das zweite Bemerkenswerte dabei war, daß sie in den niederen Frequenzen unter 150 Hz mit Abstand die höchste Lautstärke aufwies.

Somit konnte als zweites bewiesen werden, daß dem Material der Membran eine entscheidende Bedeutung zukommt und zwar derart, daß sehr "weiche", d.h. flexible Membranen zu einer Betonung der niederen und einer Abschwächung der höheren Frequenzen führen. Damit bewirken sie genau das Gegenteil dessen, was man bei der Auskultation mit der Membran erwartet. Unseres Erachtens wurde eine ähnliche Aussage in der Literatur bisher nicht gemacht. Es wurde lediglich von verschiedenen Autoren (18,20,24,30) darauf hingewiesen, daß man starre Membranen bevorzugen soll. Dies entspricht wohl der eben genannten Erfahrung mit der sehr weichen Membran, kann aber in dieser Allgemeingültigkeit nach den gemachten Untersuchungen nicht bejaht werden. Versuche mit sehr starren Membranen, die z.B. dadurch starr gemacht wurden, daß zwei und drei Membranen zu gleicher Zeit in den Aufnehmer eingespannt wurden, zeigten, daß bei unterschiedlicher Dicke (0,35 mm, 0,7 mm, 1,05 mm) und damit vermehrter Starrheit die Lautstärke im gesamten Frequenzbereich abnahm. Außerdem zeigten die relativ starren Membranen Nr. 5, Nr. 6 und Nr. 7 im kleineren Aufnehmer, in dem sie nicht vorgewölbt waren, die geringste Intensität im Frequenzbereich über 200 Hz im Vergleich zu den anderen. Somit kann die Aussage gemacht werden, daß in einem bestimmten Bereich dickere und damit weniger flexible Membranen schlechter sind. Ob dies allerdings mehr auf die Starrheit an sich oder mehr auf die Dicke zurückgeht, ist aufgrund dieser Versuche nicht zu entscheiden. Sicher ist aber, daß die Starrheit nicht auf Kosten einer großen Dicke gehen darf. Sehr fraglich ist aber auch, ob eine sehr starre und dünne Membran wirklich einen großen

Lautstärkezuwachs bei höheren Frequenzen bringt. Entsprechende Untersuchungen konnten nicht durchgeführt werden, da nicht genügend gleich dicke Membranen verschiedener Flexibilität zur Verfügung standen. Man sollte bei entsprechenden Versuchen auch den Grad der Flexibilität festlegen.

Jedenfalls zeigen diese Untersuchungen, daß man zur Erzielung eines optimalen Lautstärkeeffektes in bestimmten Frequenzbereichen bei der Konstruktion einer Membran Dicke, Flexibilität und Wölbung zu berücksichtigen hat und jede dieser Eigenschaften ihre Grenzen besitzt, die nur experimentell gefunden werden können, aber auch gefunden werden müssen.

Nachdem die verschiedenen Eigenschaften der Membran geprüft waren, wurde noch untersucht, welche Bedeutung die Membran überhaupt hat, d.h. es wurden Vergleiche angestellt zwischen Membranaufnehmern mit und ohne Membran. Es zeigte sich dabei, daß die vorgewölbten Membranen (in den Stethoskopen Down und Tykos mit kleiner Membran) den Bereich über 200 Hz verstärken, aber zu keiner oder nur geringer Abnahme der Intensität der niederfrequenten Anteile führen; mit anderen Worten erzielte man mit solchen Membranen die erwartete Zunahme der mittleren und hohen Frequenzen, nicht aber die Abschwächung der niederen Frequenzanteile. Die beiden nicht vorgewölbten, nicht so flexiblen Membranen (Littmann, Tykos mit großer Membran) ergaben eine geringe Abschwächung der Lautstärke im gesamten Frequenzbereich. Wären diese Ergebnisse auf einem Brustwandstücke erzielt worden, dürfte man ohne weiteres den Schluß ziehen, daß diese Membranen in keinster Weise ihren Zweck erfüllen; so kann man nur den Verdacht aussprechen, daß dies so ist.

Zusammenfassend ist zu sagen, daß nicht nur eine Reihe von Eigenschaften für eine Membran vorliegen muß, um ein Optimum an Lautstärke, besonders im Frequenzbereich über 200 Hz, zu erzielen, sondern auch, daß einige Membranen auf dem Markt sind, die - wie z.B. die extrem weichen und vielleicht auch die extrem starren, nicht vorgewölbten - ihren Zweck nicht erfüllen.

4.7 TRICHTERBRUSTSTÜCK MIT UND OHNE GUMMIBERANDUNG (BESCHREIBUNG s. 2.3.4.5)

Der Vergleich von Trichtern mit und ohne Gummiberandung konnte nur mit dem Littmann-Stethoskop mit seinem dünnen, harten Gummiring vorgenommen werden.

Insgesamt waren die Unterschiede in der Lautstärke mit 1-2 dB/100 Hz nur gering (auf der Porogummischeibe), wobei je nach Frequenzbereich einmal der Trichter mit Gummiberandung mehr Intensität erbrachte (zwischen 50 und 200 Hz: beim Aufpressen mit 1,0 kp 1,5 dB/100 Hz und mit 4 kp 0,5 dB/100 Hz) und einmal der Trichter ohne seinen Gummiring (zwischen 200 und 1000 Hz: mit einer Anpreßkraft von 1 kp 1 dB/100 Hz, mit 4 kp 2,5 dB/100 Hz).
(Abb. 38)

5.7 DISKUSSION DER ERGEBNISSE ÜBER TRICHTERBRUSTSTÜCKE MIT UND OHNE GUMMIBERANDUNG

Da nur wenig eigene Ergebnisse vorliegen, ist hier nur eine eher theoretische Abhandlung möglich.

Die nur gering ausgeprägten Unterschiede zwischen den Kurven mit und ohne Gummi am Trichterrand können daran liegen, daß das Littmann-Stethoskop nur einen sehr dünnen, harten Gummiring besitzt. Da die niederen und mittleren Frequenzen bei schwachem Aufdrücken beim Trichter mit Gummi besser übertragen werden, kann man vermuten, daß er den Kontakt zur Brustwand verbessern und damit auch den Verlust von Schallwellen niederer Frequenzen verhindern kann. Ein weicher, dicker Gummi wäre wahrscheinlich einem dünnen, harten Gummiring überlegen, wie von Quante (32) auch gezeigt werden konnte (am Beispiel des alten Modells des Down-Stethoskops mit einem dicken Gummiring). Da stärkeres Aufdrücken des Trichters ebenfalls den Kontakt zur Unterlage verbessert, nimmt der Vorteil des Trichters mit Gummi im niederfrequenten Bereich mit steigendem Auflagedruck natürlich ab.

Johnston/Kline (20) bestätigen diese Ergebnisse und meinen dazu, daß die durch einen Gummirand vergrößerte Kontaktfläche und der bessere Kontakt als Erklärung dafür nicht ausreichen. Rappaport/Sprague (34) deuten diese Ergebnisse - basierend auf der Haut-Membran-Theorie - so: Befindet sich ein dicker Gummiring am Trichter, muß wegen seiner Elastizität mehr Druck ausgeübt werden, um dieselbe natürliche Schwingungsperiode der Haut auslösen zu können wie ohne Gummiring. Andererseits muß aber zum exakten Sitz eines Trichters mit Gummi weniger Druck ausgeübt werden, was wieder zu einer Verringerung der natürlichen Schwingungsperiode der Hautmembran führt, was zur Folge hat, daß

1. die niederfrequenten Töne an Intensität zunehmen, während die hochfrequenten an Intensität verlieren.
2. Die Töne und Geräusche niederfrequenter klingen.
3. Dasselbe Phänomen anstatt durch einen Gummiring auch durch einen größeren Durchmeser des Trichters zu erzielen wäre.

Weitere Untersuchungen konnten leider wegen nicht vorhandener Stethoskope nicht durchgeführt werden.

Zum Schluß sollen noch einige (theoretisch begründete) Erkenntnisse aus der Literatur zu Übertragungseigenschaften eines Trichters wiedergegeben werden.

Bei den Trichterbruststücken, seien es kurze, schlüsselförmige Kegel oder lange, trompetenförmige Schallaufnehmer, fungiert die Haut als Membran und verwandelt so das primär "offene" System des Trichters in ein geschlossenes, wobei das unter der Haut liegende Fleisch das dämpfende Medium bildet. An sich wären Trichter mit sehr großem Durchmesser günstiger, weil bei solchen die Eigenfrequenz geringer und so die Übertragung niederfrequenter Töne und Geräusche besser wäre, doch muß der Durchmesser wegen Unebenheiten an Thorax, Hals usw. begrenzt bleiben.

Was die Anpreßkraft anbetrifft, so sollte ein Trichterbruststück - im Gegensatz zur Membran - möglichst wenig aufgedrückt werden, weil sonst die Spannung der Haut und damit die Eigenfrequenz ansteigt (34).

4.8 DER EINFLUß DES STETHOSKOPSCHLAUCHES (BESCHREIBUNG s. 2.3.4.6)

4.8.1 Der Schlauch

Vergleicht man die Kurven zweier Originalstethoskope (Tykos und altes Modell von Down) mit den Kurven nach Austausch ihrer Schlauch-Ohrbügelsysteme, fällt auf (Abb. 39), daß bei gleichem Schlauchsystem - aber unterschiedlichem Bruststück - im Verlauf und in der Intensität sehr ähnliche Kurven, bei gleichem Bruststück und verschiedenen Schläuchen aber Kurven mit sehr unterschiedlicher Form und Intensität resultieren (bis max. 10 dB/100Hz).

Mit anderen Worten: Beim Vergleich der beiden Stethoskope kann sehr eindrucksvoll gezeigt werden, von welch erheblicher Bedeutung das Schlauch-Ohrbügelsystem für die Lautstärkeintensitäten der Frequenzbereiche ist.

4.8.2 Einfach- und Doppelschlauchsystem

Mit den beiden Ausführungen des Tykos-Stethoskopes konnte der Einfluß des Schlauchsystems - einmal führt nur ein Schlauch vom Bruststück zum Ohrbügel und einmal verbinden zwei Schläuche Bruststück und Ohrbügel - aufgezeigt werden (90 Untersuchungen).

- Im niederfrequenten Bereich (50-200 Hz) war in ca. 50% der zahlreichen Untersuchungen mit unterschiedlichen Schlauchmaterialien (Silikon, PVC und Maschinenschlauch) und Schlauchlängen von 80 cm, 60 cm und 20 cm kein Unterschied in den Intensitäten bei Einfach- oder Doppelschlauchausführung festzustellen. Bei den anderen 50% der Untersuchungen ergab sich mit dem Einfachschlauch eine um ca. 3 dB/100 Hz größere Lautstärke (s. Abb. 40).

- Im mittel- (200-500 Hz) und hochfrequenten (500-1000 Hz) Bereich war nur noch in etwa 20% kein Unterschied zwischen den beiden Systemen feststellbar, ansonsten aber erzielte man mit dem Doppelschlauchsystem eine um 3 dB/100 Hz größere Intensität als mit dem Einfachschlauchstethoskop.

Ohne den Ergebnissen des Kap. 4.8.3 zur Schlauchlänge vorgreifen zu wollen, soll hier noch der Einfluß der Schlauchlänge beim Vergleich von Einfach- und Doppelschlauchsystem erwähnt werden. In allen Frequenzbereichen gilt, daß keine oder nur geringe Lautstärkeunterschiede zwischen den zwei Schlauchsystemen zu finden sind, wenn ihre Schlauchlänge 80 cm betrug. Bei 60 cm und vor allem bei 40 cm Schlauchlänge aber konnten bei den Untersuchungen mit den verschiedensten Schlauchmaterialien die oben beschriebenen Intensitätsvorteile des einen oder anderen Schlauchsystems gefunden werden.

4.8.3 Schlauchlänge

Die Untersuchungen mit verschiedenen Schlauchlängen zeigten folgendes: Bei Abnahme der Schlauchlänge von 270 cm auf 20 cm kommt es (Abb. 41)

1. zum Anstieg der Intensität im gesamten Frequenzbereich um durchschnittlich 7 dB/100 Hz.

   Dieser Anstieg der Intensität verhielt sich nicht genau umgekehrt proportional zur Abnahme der Schlauchlänge, besonders im Frequenzbereich 50-200 Hz nicht. Die Verkürzung des Schlauches von 270 cm auf 120 cm führt in diesem Frequenzbereich noch zu einer kontinuierlichen Lautstärkezunahme; bei weiterer Verkürzung bis 70 cm fällt die Lautstärke jedoch wieder etwas ab, um bei einer Länge von 50 cm erneut die Intensität wie bei einer Länge von 120 cm zu erreichen. Der Unterschied im Kurvenverlauf bei insgesamt gleichgroßer Lautstärke für 120 cm und 50 cm Länge erklärt sich dadurch, daß der Hauptanteil bei ersterer Schlauchlänge zwischen 50 und 100 Hz erzielt wurde, bei dem 50 cm langen Schlauch aber erst zwischen 100 und 200 Hz. Verkürzt man den Schlauch dann noch weiter bis auf eine Gesamtlänge von 20 cm, fällt im niederfrequenten Bereich die Lautstärke wieder etwas ab gegenüber dem Intensitätsmaximum bei 50 cm.

Im mittleren und höheren Frequenzbereich (200-1000 Hz) macht sich die fehlende umgekehrte Proportionalität zwischen Lautstärke und Schlauchlänge nur bei Längen zwischen 80 und 30 cm bemerkbar, ansonsten gilt: Je kürzer der Schlauch, desto größer die Intensität bei Frequenzen zwischen 200 und 1000 Hz.

Die untenstehende Tabelle zeigt das Ausmaß der Lautstärkezunahmen bei verschieden langen Schläuchen und erwähnt auch diejenigen Frequenzbereiche, in denen die jeweils größten und geringsten Lautstärkeunterschiede aufzufinden waren.

Verkürzung des Schlauches	durchschnittliche Lautstärkezunahme	geringste Zunahme	größte Zunahme
(von - bis)	dB/100 Hz		
270 cm - 20 cm	7,1	50-100 Hz: 1,7 dB	500-600 Hz: 8,0 dB
270 cm - 60 cm	5,2	900-1000 Hz: 4,5 dB	700-800 Hz: 8,4 dB
60 cm - 20 cm	4,3	50-100 Hz: 2,2 dB	600-700 Hz: 8,0 dB

4.8.4 Schlauchdicke, Schlauchlumen, Schlauchmaterial

Die zur Verfügung stehenden Schläuche aus PVC-Material (Plastik, hart), Silikon-Material (mittelweich) und "Maschinenschlauch"-Material (weicher Gummi) erlaubten die Untersuchung des Einflusses bestimmter Schlauchmaße.

1. Die Untersuchungen zur Wandstärke eines Schlauches ergaben nur geringe Lautstärkeunterschiede: Dabei war die Intensität bei Schläuchen mit einer Wanddicke von 1,5 mm derjenigen von Schläuchen mit einer 1,0 mm oder 2,0 mm dicken Wand um rund 1,5 dB/100 Hz überlegen.

2. Der Einfluß des Lumens (4 mm und 5 mm) unter Beibehaltung der Wandstärke war ebenfalls nicht sehr stark ausgeprägt:

- Bei Schläuchen aus Silikon- und Maschinenschlauchmaterial war das Lumen in einem Bereich von 50-200 Hz ohne Einfluß auf die Lautstärke; im Frequenzbereich von 200-1000 Hz erzielten Schläuche mit einem 5 mm großen Lumen eine um 1,2 dB/100 Hz größere Lautstärke als Schläuche von 4 mm im Lumen.

- Bei Schläuchen aus PVC wirkte sich das Lumen deutlicher auf die Intensität aus: Im niederfrequenten Bereich von 50-200 Hz erzielte man mit einem Schlauch von 4 mm Lumen eine um 2,2 dB/100 Hz größere Intensität als mit einem Schlauch mit einem Lumen von 5 mm.
  Im Frequenzbereich von 200-1000 Hz wies der Schlauch von 5 mm im Lumen eine um 2,5 dB/100 Hz größere Intensität auf als der Schlauch mit einem Lumen von 4 mm.

3. Der Vergleich verschiedener Schlauchmaterialien (Silikon, PVC und weicher Gummischlauch ("Maschinenschlauch")) bei sonst gleichen Abmessungen (Lumen, Länge und Wanddicke) erbrachte folgendes Ergebnis: Verglich man die jeweils geringste und größte Lautstärke, die in den einzelnen Frequenzbereichen von den drei Schlauchsorten erzielt wurde, ergaben sich folgende Unterschiede:

50- 100 Hz: 2,4 dB
100- 200 Hz: 3,0 dB
200- 500 Hz: 1,2 dB/100 Hz
500-1000 Hz: 2,0 dB/100 Hz

Es erwies sich jedoch als nicht einfach, ein Schlauchmaterial von diesen drei zu finden, das beim Vergleich mit jeweils denselben Maßen (5x1,5 mm, 4x1,5 mm, 4x1 mm oder 4x2 mm, die ja in mehreren Materialien vorlagen) in einem Frequenzbereich mehr Lautstärke übertrug als ein anderes. Einmal war es im Bereich von 50-200 Hz ein Schlauch aus PVC, ein anderes Mal ein solcher aus Maschinenschlauch und selten auch aus Silikonmaterial.

Nur soviel konnte bei aller sonstigen Divergenz der Versuche mit den verschiedenen Wanddicken, Lumina und Materialien festgestellt werden - und dies im Hinblick auf die praktische Auskultation - getrennt nach niederer und höherer Frequenz, d.h. getrennt nach Trichter und Membran-: Betrachtet man alle Versuche unter dem Aspekt der höchsten Intensität in bestimmten Frequenzbereichen, so zeigt sich für

a) Membranbruststücke: Die höchste Intensität im Bereich von 200-1000 Hz zeigte der harte PVC-Schlauch von 5x1,5 mm (Lumen x Wandstärke in mm). Schläuche mit kleinerem Lumen und/oder größerer Flexibilität (z.B. Maschinenschlauch 4x1 mm und 5x3 mm oder PVC-Schläuche 4x1,5 mm, 4x2 mm und 4x1mm) bringen weit weniger Intensität (Abb. 42). Dies bestätigte sich auch bei einem zusätzlichen Versuch mit einem sehr weichen Gummischlauch (5x1,5 mm).

b) Trichterbruststücke: Für den hier interessanten niederfrequenten Bereich von 50-200 Hz galt im großen und ganzen das Gegenteil; das Optimum der Lautstärke zwischen 50 und 200 Hz war mit englumigeren Schläuchen aus relativ starrem PVC-Material (4x1,5 mm oder 4x1 mm) oder aus weicherem Gummischlauch ("Maschinenschlauch") mit den Maßen 4x1 mm und 4x2 mm, zu erzielen (Abb. 43).

5.8 DISKUSSION DER ERGEBNISSE MIT DEN SCHLÄUCHEN

5.8.1 Der Einfluß des Schlauches

"Obwohl Stethoskopschläuche verschiedener Länge, unterschiedlichen Durchmessers und Elastizität die Übertragung verändern, hauptsächlich aufgrund von Resonanzphänomenen, sind die Unterschiede relativ gering, und die 'Antwort' eines Stethoskops beruht mehr auf der Wahl des Endstücks als auf der Art der benutzten Schläuche" (Johnston/Kline, 20). Von dieser Vorstellung war bei Beginn der Versuche mit den Schläuchen ausgegangen worden. Ein erster orientierender Versuch, nämlich der Tausch der Schlauch-Ohrbügelsysteme zweier Stethoskope (Down (altes Modell) und Tykos), deren Schläuche sich bzgl. Länge, Wanddicke, Lumen und Elastizität wesentlich unterschieden (s. Tabelle 1), zeigte überraschenderweise das Gegenteil der von Johnston/Kline gemachten Aussage. Die Kurven waren bzgl. der Intensität und in ihrem ganzen Ablauf dann weitgehend identisch, wenn für die beiden Bruststücke jeweils derselbe Schlauch verwendet wurde. Der nicht unerhebliche Unterschied der Lautstärke (bis max. 10 dB/100 Hz) in verschiedenen Frequenzbereichen beruhte trotz nicht völlig gleicher Membranbruststücke praktisch ausschließlich auf dem Schlauch-Ohrbügelsystem.

Es war nun die Frage, inwieweit sich dieses eindeutige Ergebnis in diesem einfachen Versuch beim Vergleich verschiedener Parameter der Schläuche bestätigen ließ.

5.8.2 Einfach- und Doppelschlauchsystem

Bekanntlich ist ein Teil der Stethoskope mit einem Einfach-, ein anderer Teil mit einem Doppelschlauch ausgerüstet, ohne daß von den Herstellern Gründe dafür angegeben werden. Mit der praktischen Handhabung der Stethoskope dürfte es nichts zu tun haben, auch wenn in der Literatur darauf hingewiesen

wird, daß bei zwei nicht miteinander verschweißten oder anderweitig verbundenen Schläuchen störende Nebengeräusche auftreten können und die Stethoskope mit 2 Schläuchen schwerer würden (12,26,27,30,39). Untersuchungen über die unterschiedlichen Eigenschaften bei einem Ein- und Doppelschlauchsystem sind unseres Wissens nur von Groom (10) gemacht worden, der zum Ergebnis kam, daß ein Doppelschlauchsystem in seiner Qualität geringfügig schlechter sei.

Die Untersuchungen haben ergeben, daß bei einer Schlauchlänge von 80 cm und mehr keine Unterschiede bestehen. Ferner konnte gezeigt werden, daß bei kürzeren Schläuchen in der üblichen Länge von 40 cm im niederfrequenten Bereich (bis 200 Hz) die Hälfte der untersuchten Schlaucharten keinen Unterschied, die andere Hälfte jedoch einen Lautstärkezuwachs von 3 dB/100 Hz für den Einfachschlauch im Vergleich zum Doppelschlauch ergaben. Im Frequenzbereich von 200-1000 Hz war bei 80% der Versuche eine um 3 dB/100 Hz größere Intensität mit dem Doppelschlauch zu verzeichnen. Somit sind die Unterschiede nicht allzu ausgeprägt, aber doch in den verschiedenen Frequenzbereichen verschieden. Ganz offensichtlich ist nach diesen Untersuchungen der Einfachschlauch für die niederen, der Doppelschlauch für die höheren Frequenzen etwas vorteilhafter.

Die physikalsiche Grundlage für dieses Verhalten könnte u.U. darin zu suchen sein, daß

1. bei einem geringen Gesamtlumen, d.h. einem geringeren eingeschlossenen Luftvolumen, die Druckänderung bei gleicher Membranauslenkung größer ist, weil das Produkt aus Druck und Volumen konstant bleibt (Gasgesetz) und

2. demgegenüber aber die höheren Frequenzen im Einfachschlauch, d.h. bei kleinerem Luftvolumen durch Reibung (Umsetzung in Wärme) eher verloren gehen als in einem größeren Volumen.

An sich hätte man wegen l erwarten können, daß bei einem Einfachschlauch mit kleinerem Luftvolumen die Lautstärke in allen Frequenzbereichen höher ist, doch wegen des gegenläufigen Einflusses von 2 gilt das bei höheren Frequenzen nicht.

5.8.3 Schlauchlänge

Die Bedeutung der Schlauchlänge läßt sich mit Hilfe der Akustikphänomene in Röhren erläutern: Mit Abnahme der Länge verringert sich das eingeschlossene Luftvolumen, die Schallübertragung wird dadurch günstiger. Landes (22) weist aber darauf hin, daß das Volumen des Luftraumes nicht unter einen bestimmten Betrag absinken darf, um die Lautstärke nicht zu beeinträchtigen. Ebenfalls zur Charakteristik der Kurven bei verschiedenen Längen läßt sich die Formel $\nu = n \times 2l$ heranziehen; aus ihr geht hervor, daß die Frequenz ν des ersten Resonanzpunktes (n=1) in direktem Zusammenhang mit der Schlauchlänge l steht: Je länger der Schlauch ist, desto früher erfolgt das erste Resonanzmaximum, was sich auch in den Untersuchungen gezeigt hat (Abb. 41). Ein längerer Schlauch führt zu einer insgesamt gleichmäßigeren, aber leiseren Schallübertragung, während mit dem kürzeren begrenzte Bereiche zwischen 200 und 1000 Hz verstärkt oder abgeschwächt werden ("Wellentäler"). Da die Lautstärke mit Abnahme der Länge aber wieder ansteigt,kann man selbst in einem solchen "Wellental" zumindest dieselbe Intensität wie in dem längeren Schlauch erzielen.

Die durchschnittliche Lautstärkezunahme in diesen in 4.8.3 geschilderten Versuchen lag bei 7,1 dB/100 Hz, die größten Unterschiede in kleineren Frequenzbereichen bei rund 8 dB/100 Hz.

Es läßt sich mit der "Volumentheorie" gut erklären, daß die Lautstärkeunterschiede bei Schlauchlängen zwischen 270 cm und 60 cm nur etwas größer ausfallen als zwischen 60 cm und 20 cm: Der Prozentsatz des Volumens, das beim Abschneiden von 270 cm auf 60 cm verloren geht, ist nur ein wenig größer als bei Kürzung von 60 cm auf 20 cm.

Vergleicht man diese Ergebnisse mit der Literatur, so ergibt sich eine grundsätzliche Übereinstimmung: Littmann (27) bestätigt, daß nur bei extremen Längenunterschieden (15,2 cm und 91,4 cm) ein größerer Lautstärkeunterschied auftritt, während Johnston/Kline (20) in ihren Versuchen nur die hier ebenfalls festgestellte Verschiebung der Resonanzpeaks bei Schläuchen zwischen 70 cm und 20 cm Länge beobachteten.

Die Ergebnisse von Rappaport/Sprague (35) lassen sich nicht direkt verwerten; sie haben wohl den Einfluß der Länge auf die Lautstärke untersucht, aber mit einer anderen Methode (Luftübertragung des Schalls!) und in einem völlig anderen Längenbereich (66 bis 7,6 cm). Dabei stellten sie bei einer solchen Verkürzung eine Zunahme der Lautstärke um 15 dB fest.

Zusammenfassend zeigt sich wie erwartet, daß die Lautstärke bei kurzer Schlauchlänge größer wird, aber es bestehen dabei Unterschiede im nieder- und mittel- bzw. hochfrequenten Bereich: Der mittel- bis hochfrequente Bereich (200-1000 Hz) ist umso lauter, je kürzer der Schlauch ist. Der niederfrequente Bereich (50-200 Hz) stellt sich am besten dar bei einer Länge von 120 cm oder von 50 cm. Eindeutig wird der untere Bereich lautstärkeschwächer bei den üblichen Maßen von Schläuchen von 20-40 cm (um ca. 2-3 dB/100 Hz). Für die Auskultation ergibt sich dadurch ein gewisses Dilemma, was sich in den verschieden langen Schlauchsystemen der handelsüblichen Stethoskope (Längen von 28,5 cm bis 59 cm, s. Tabelle 1) und in den Empfehlungen der verschiedenen Autoren auch deutlich niederschlägt (Rappaport (35): 25,4 cm; Michold (30): 45 cm; Groom (12): 45 cm incl. Ohrbügel; Littmann (27): 50cm; Stright (39): 25-30 cm).

Zu allem spielt noch ein weiterer Faktor eine Rolle, nämlich die Handlichkeit. Alles in allem dürfte jedoch eine Schlauchlänge von 30 - 40 cm der beste Kompromiß sein.

5.8.4 Schlauchlumen, Schlauchdicke, Schlauchmaterialien

Die Prüfung der Schläuche selbst wurde im Hinblick auf die Länge, Wanddicke, das Lumen und die Elastizität vorgenommen. Die sehr zahlreichen Versuche (340 Untersuchungen) ergaben bei der Vielzahl der Schläuche (insgesamt 14 verschiedene) bei Untersuchungen sowohl am Membran- als auch beim Trichterbruststück durch die verschiedenen, sich gegenseitig beeinflussenden Faktoren erst dann ein einheitliches und eindeutiges Ergebnis, als die Resultate im Hinblick auf ihre Eignung zur Übertragung nieder- bzw. hochfrequenter Schwingungen durch Aufteilung in Ergebnisse mit Trichter- und Membranbruststücken verglichen wurden.

Bei Benutzung eines Membranstückes erwiesen sich für die mittleren und hohen Frequenzbereiche (200-1000 Hz) Schläuche mit einem relativ großen Lumen (5 mm) und hartem Material (PVC) am besten. Das weichere Material (Maschinenschlauch) erwies sich als ausgesprochen schlecht. Umgekehrt hatten die tieferen Frequenzen (50-200 Hz) bei den Untersuchungen mit dem Trichter ihre höchste Intensität mit dem englumigeren Schlauch (4 mm), gleichgültig, ob dabei ein sehr weicher Maschinenschlauch oder ein harter PVC-Schlauch untersucht wurde.

Soweit es also gestattet ist, aufgrund der 14 untersuchten Schläuche ein Urteil abzugeben, spielt das Lumen eine wesentliche Rolle für die Betonung der höheren oder niedereren Frequenzen. Das Material bzw. die Flexibilität ist ebenfalls nicht gleichgültig, zumindest insofern, als ein sehr weicher Gummischlauch bei Verwendung eines Membranstückes zur guten Darstellung der hohen Frequenzen praktisch unbrauchbar ist (Vertiefung des Klangcharakters ist proportional zur Flexibilität (29)), günstig dagegen zur guten Darstellung der niederen Frequenzen, was mit einem starren PVC-Schlauch jedoch ebensogut machbar ist.

Die Dicke der Wand scheint für die Übertragungsqualität keine entscheidende Rolle zu spielen, vielleicht ist sie nicht unwichtig für Geräuschbeeinflussung von außen, worauf in der Literatur (26,30) hingewiesen wird.

Für die Auskultation wäre also unter den untersuchten Arten (PVC, Maschinenschlauch und Silikonschlauch) ein PVC-Schlauch am geeignetsten, wobei das Lumen nicht zu klein gehalten werden darf, weil dadurch die Intensität der hohen Frequenzen durch Reibung verloren geht (s. 5.8.2). Unser kleinstes Lumen betrug 4 mm und bewegte sich damit in einem ähnlichen Bereich wie das von Rappaport/Sprague (35) angegebene mit 3,2 mm, erwies sich aber nicht so günstig wie ein Lumen von 5 mm. Dies entspricht schon eher den Empfehlungen von Groom (3,2 mm - 4,7 mm). Es ist durchaus möglich, daß bei bestimmten Materialien (PVC?) ein noch größeres Lumen noch bessere Ergebnisse zumindest für den Bereich über 200 Hz ergeben kann. Diese Aussage wird nicht nur aufgrund theoretischer Überlegungen gemacht, sondern auch, weil sich bei einer anderen Untersuchungsreihe (4.12/5.12) ein Schlauch aus PVC mit einem Lumen von 6,0 mm bei der Prüfung der verschiedenen Stethoskope als besonders günstig für den hochfrequenten Bereich erwies (Down, altes Modell). In diesem Zusammenhang darf auf Martini (29) und Michold (30) verwiesen werden, die ein Lumen von 5-7 mm für besser geeignet halten. Der hier dargelegte Widerspruch in der Literatur mag damit zusammenhängen, daß bei den verschiedenen Prüfungen der Schlauchsysteme zwar die Lumina, aber weniger das Material der Schläuche für ihre Bedeutung bei der Benutzung eines Membran- und eines Trichterteils in Betracht gezogen worden waren.

Zusammenfassend zeigten die einzelnen Versuchsreihen eindeutig, daß es auf die Qualität des Schlauches, zumindest aber auf sein Lumen und seine Flexibilität entscheident ankommt, um in den verschiedenen Frequenzbereichen eine optimale Auskultation zu erzielen. Damit hat sich auch die anfänglich (4.8.1/5.8.1) erwähnte orientierende Untersuchung mit Austausch der Schlauchsysteme von zwei Stethoskopen bestätigt.

4.9 DER EINFLUß DER OHRBÜGEL (BESCHREIBUNG s. 2.3.4.6)

Untersucht wurden zwei Ohrbügel: der relativ kurze, großlumige und wenig gebogene vom Stethoskop Down (altes Modell) und ein langer, englumiger, gebogener von Down (neues Modell) (s. Tabelle 1). Das Ergebnis läßt sich kurz zusammenfassen. Unterschiede ergaben sich - bei Membran- und Trichterteil in gleicher Weise - insofern, als mit einem großlumigeren Ohrbügel im Frequenzbereich von 200-1000 Hz höhere Intensitäten erreicht wurden (1-2 dB/100 Hz). Als Beispiel s. Abb. 44.

5.9 DISKUSSION DER ERGEBNISSE ÜBER DEN EINFLUß DER OHRBÜGEL

Bei der vergleichenden Untersuchung von zwei Ohrbügeln, der eine relativ großlumig (6 mm), der andere englumiger (4 mm), ergab sich ein den Ergebnissen des Schlauches entsprechendes Resultat. Der relativ großlumige Ohrbügel liefert eine höhere Intensität im Frequenzbereich von 200-1000 Hz als der englumigere, unterscheidet sich im niederfrequenten Bereich (50-200 Hz) jedoch wenig oder gar nicht. Dies gilt sowohl für die Anwendung mit dem Membranstück als auch mit dem Trichter.

Für die Auskultation ergibt sich daraus die Folgerung, einen relativ großlumigen, dem Schlauchsystem angepaßten Ohrbügel zu verwenden bei einem Membranstück, einen englumigeren, ebenfalls dem Schlauch angepaßten, bei Verwendung eines Trichters. Sicherlich sollte die Länge des Ohrbügels auch möglichst kurz gehalten werden, um den Gesamtweg zwischen Brustst ück und Ohr nicht unnötig zu verlängern; andernfalls müßte der Schlauch gekürzt werden.

4.10 DER EINFLUß DER VERSCHIEDENEN BRUSTWANDSIMULATOREN (BESCHREIBUNG s. 2.3.4.7)

a) Membranbruststücke:

- Bei einer Anpreßkraft von 0,5 kp zeigten einheitlich alle geprüften Membranbruststücke (insgesamt 10, da eines der 8 Stethoskope drei verschiedene Bruststücke besaß) bei Frequenzen über 300 Hz auf Porogummi eine höhere Intensität (s. Tabelle 6) als auf einem Leichenbruststück. Dieser Unterschied blieb auch bei einer Aufpreßkraft von 2,0 kp und 4,0 kp grundsätzlich bestehen, verringerte sich aber etwas (durchschnittlich 3 dB/100 Hz statt durchschnittlich 6,5 dB/200 Hz).

- Im Bereich von 50-200 Hz war das Verhalten der Membranbruststücke der verschiedenen Stethoskope verschieden. Von den geprüften 10 Bruststücken zeigten sechs (Down, Chirurg, Reister, Hewlett-Packard, Littmann, Tykos mit größerer Membran) bei 0,5 kp eine höhere Intensität auf Brustwand (s. Tabelle 6); mit einer Ausnahme, bei der kein Unterschied zwischen den beiden Brustwandsimulatoren feststellbar war, galt dies auch für einen Bereich von 200-300 Hz. Vier Membranbruststücke wiesen im Bereich von 50-200 Hz keine höhere Intensität auf der Brustwand auf, sondern zeigten eine entweder gleichartige (ein Membranteil, Down, altes Modell) oder eine höhere Intensität auf Porogummi (drei Membranstücke) (Tykos mit kleinerer und mit gewellter Membran, Reister B). Beim Aufpreßdruck mit 2 kp wiesen von den zehn untersuchten Membranstücken fünf eine höhere Intensität auf der Brustwand auf, fünf auf Porogummi.

  Bei 4 kp zeigten alle Stethoskope mit einer Ausnahme (Tykos, größere Membran) eine höhere Intensität auf Porogummi. Mit anderen Worten: Die Membranbruststücke erwiesen sich mit zunehmender Anpreßkraft und auch im Bereich von 50-200 Hz auf Porogummi empfindlicher als auf

der Brustwand, wobei beim schwächsten Druck immerhin noch sechs Membranbruststücke auf Brustwand zu einer höheren Intensität führten.

Frequenz:	Gruppe 1 (s.u.)	Gruppe 2
50- 100 Hz	+ 11 (9-15)	- 1,5 (0- 5) dB
100- 200 Hz	+ 8 (3-20)	- 4 (0- 6) dB
200- 300 Hz	+ 4 (0- 8)	- 5 (0- 9) dB/100 Hz
200- 500 Hz	- 4 (1- 6)	- 7 (5- 9) dB/100 Hz
500-1000 Hz	- 6,5 (3-11)	- 10 (7-11) dB/100 Hz

Auf Brustwand höhere Intensität: "+",
Auf Porogummi höhere Intensität: "-".

Gruppe 1: Down, Chirurg, Reister, Hewlett-Packard, Littmann, Tykos (große Membran).

Gruppe 2: Down (alt), Tykos (kleinere und gewellte Membran, Reister B).

Tabelle 6

b) Trichterbruststücke

Bei einer Anpreßkraft von 0,5 kp ergab sich folgendes:

- Im Bereich von 200-1000 Hz zeigten bis auf den Littmann-Trichter die Trichter bei Versuchen auf Porogummi einheitlich eine höhere Intensität (durchschnittlich 6 dB/100 Hz).
  Der Littmann-Trichter zeigte bis 1000 Hz eine bessere Empfindlichkeit auf der Brustwand, der Hewlett-Packard-Trichter bis 500 Hz.

- Im Bereich von 50-200 Hz waren von den acht geprüften Trichtern vier (Hewlett-Packard, Tykos, Reister, Chirurg) empfindlicher auf Brustwand mit rund 2,5 dB/100 Hz, vier (Down (altes und neues Modell), Reister B, Littmann) empfindlicher auf Porogummi (7 dB/100 Hz).

  Beim Aufpressen mit 2 kp und 4 kp waren die Trichter aller Stethoskope in den Versuchen auf Porogummi besser (von 50-500 Hz um 8 dB/100 Hz, zwischen 500 und 1000 Hz um 2 dB/100 Hz) mit Ausnahme von zwei Stethoskopen (Chirurg, Tykos), die die Frequenzen über 500 Hz wieder auf Brustwand besser leiteten.

  Zusammenfassend zeigten die Ergebnisse bei jeder Anpreßkraft im Frequenzbereich über 200 Hz - mit geringen Ausnahmen sowohl für Membran- als auch Trichterbruststücke - auf Porogummi eine höhere Intensität als auf menschlicher Brustwand. Im Frequenzbereich von 50-200 Hz war bei ca. der Hälfte der beiden Bruststückarten nur bei geringer Anpreßkraft die Intensität mit der einen oder der anderen Methode höher. Beim Aufdrücken mit 2 kp und 4 kp ergab sich dann bei Membran- als auch Trichterbruststücken auf Porogummi eine höhere Intensität (von wenigen Ausnahmen abgesehen).

5.10 DISKUSSION DER ERGEBNISSE ÜBER DEN EINFLUß DER BRUSTWANDSIMULATOREN

Der Ausgangspunkt dieser vergleichenden Untersuchungen war die Absicht, bei der Prüfung der Stethoskope mit der vorgegebenen Methode ein den Verhältnissen bei der Auskultation möglichst naturgetreues Modell zu entwickeln bzw. zu besitzen. Der harte Porogummi mit seiner aufgerauhten Oberfläche erschien als Auflage für die Bruststücke eines Stethoskops den natürlichen Verhältnissen bei der Auskultation auf Haut und Brustwand nicht völlig gleichwertig. Aus diesem Grund wurden bereits die Versuche mit verschiedener Anpreßkraft (4.3/5.3) mit diesen beiden Materialien durchgeführt, der direkte Vergleich über die Auswirkung der beiden Brustwandsimulatoren aber damals noch nicht vorgenommen.

Es wurden jetzt 10 Membranbruststücke und 8 Trichterbruststücke (ein Stethoskop besaß drei verschiedene Membranbruststücke) auf Porogummi und auf Brustwand in verschiedenen Frequenzbereichen und mit verschiedenem Druck verglichen.

Das Ergebnis kann kurz zusammengefaßt werden: Bei Membran- und Trichterbruststücken ist im Frequenzbereich über 200 Hz die Intensität auf Porogummi höher (mit wenigen Ausnahmen). Für den Frequenzbereich von 50 - 200 Hz trifft eben diese Aussage nur bei höherer Anpreßkraft (2 kp und 4 kp) zu, während bei Aufpressen mit 0,5 kp in ca. der Hälfte der Versuche die Intensität auf Brustwand, in der anderen Hälfte aber auf Porogummi höher ist. Dies trifft sowohl für Membranteile als auch Trichter zu.

Eine Analyse dieses z.T. verschiedenartigen Verhaltens ergab bei den Membranen: Flache, nicht deutlich vorgewölbte Membranen, die unter der Umrandung des Membranaufnehmers lagen, zeigten bei schwachem Auflagedruck im Frequenzbereich 50-200 Hz eine auf Porogummi wesentlich geringere Intensität als auf Brustwand. Man muß annehmen, daß dies darauf beruht, daß bei dieser Konstruktion die niederfrequenten

Schwingungen bei ungenügendem Druck entweichen können. Dafür spricht auch, daß bei steigendem Druck die Lautstärke auf Porogummi immer besser wird im Vergleich zur Brustwand, da der Kontakt zur Auflagefläche sich verbessert. Bei einer weichen, anschmiegsamen Auflagefläche auf Haut und Unterhautfettgewebe spielt dies keine Rolle.

Bei den Trichtern zeigten die kegel- bzw. schüsselförmigen Trichter mit ihrem größeren Durchmesser und die Trichter ohne Gummi auf Porogummi bei schwachem Auflagedruck ebenfalls eine größere Intensität als auf Brustwand. Auch hier muß man annehmen, daß die Dämpfung, die das Brustwandstück insgesamt mit sich bringt, dadurch im unteren Frequenzbereich aufgehoben wird, daß bei größerer Auflagefläche auf Porogummi eher eine Möglichkeit der Undichtigkeit beim Aufsetzen gegeben ist als auf der elastischen Brustwand; diese Undichtigkeit betrifft dann gerade die niederen Frequenzbereiche.

Grundsätzlich zeigten diese Versuche, daß zur vergleichenden Testung von Brustwandstücken der Stethoskope die Prüfung auf Porogummi nicht ausreichend ist. Sie ist es deshalb nicht, weil im niederfrequenten Bereich und bei geringer Anpreßkraft bei Membran- und Trichterteilen nicht nur quantitativ, sondern auch qualitativ unterschiedliche, ja z.T. gegensätzliche Ergebnisse resultieren. Für Frequenzen über 200 Hz und bei Anwendung einer höheren Anpreßkraft spielen die Unterschiede keine so entscheidende Rolle. Gewiß ist die Verwendung eines kleinen Brustwandstückes aus einem Leichenthorax eine Erschwerung des gesamten Testvorganges, aber sie ist so lange unerläßlich, solange kein künstliches Material vorliegt, das nachgewiesenermaßen - mit dieser Meßmethode - im Vergleich mit verschiedenen Leichenbrustwandstükken, die im übrigen glatt auf dem Schwingtisch aufliegen müssen, ähnliche Übertragungsfunktionen liefert.

4.11 VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNGEN ZWISCHEN TRICHTER- UND MEMBRANBRUSTSTÜCKEN VERSCHIEDENER STETHOSKOPE

Bei neun Stethoskopen wurden vergleichende qualitative und quantitative Untersuchungen über die Eigenschaften zwischen Membran- und Trichterbruststücken sowohl auf Porogummi als auch auf Brustwand angestellt.

Beim Vergleich der niederen Frequenzen ergab sich:

1. Auf Porogummi:
   a) Bei folgenden Stethoskopen übertrug der Trichter diese niederfrequenten Anteile (50-200 Hz) bei geringer Anpreßkraft (0,5 kp) besser als die Membran: Littmann, Abb. 45, Reister, Down (neues Modell), Tykos (im Vergl. zur größeren Membran beim Einfachschlauchmodell).
   Bei stärkerer Anpreßkraft (4 kp) konnte bei Trichtern und Membranstücken ein Intensitätszuwachs festgestellt werden, der bei den Membranen aber soviel ausgeprägter war, daß nun bei Littmann, Down und Tykos Membran und Trichter den unteren Frequenzbereich gleichgut übertrugen, bei Reister nun sogar die Membran besser als der Trichter (s. Tabelle 7).

   b) Bei den übrigen Stethoskopen (Hewlett-Packard, Down (alt), Reister B und Tykos mit den übrigen Membranbruststücken (Einfach- bzw. Doppelschlauchausführung) übertrug die Membran den niederfrequenten Bereich lauter als der Trichter bei 0,5 kp.

   Steigerte man die Aufpreßkraft auf 4 kp, blieb zwar mit Ausnahme des alten Modells des Down-Stethoskops (hier war der Trichter nun etwas besser für die Übertragung dieses Bereiches geworden als die Membran (Abb. 47)) nach wie vor die Membran besser in der Übertragung des Bereiches von 50-200 Hz, doch gab es folgende Möglichkeiten:

1. Die Intensitätsunterschiede zwischen Membran und Trichter verringerten sich (beim Trichter stieg die Intensität mehr als bei der Membran oder beim Trichter stieg sie, bei der Membran aber fiel sie oder beim Trichter fiel sie weniger als bei der Membran): Tykos in beiden Schlauchausführungen mit der kleineren und der gewellten Membran sowie beim Tykos-Doppelschlauchmodell mit der großen Membran, Reister B, Hewlett-Packard.

2. Die Intensitätsunterschiede zwischen Membran und Trichter vergrößerten sich (bei der Membran stieg die Intensität mehr als beim Trichter oder bei der Membran stieg die Intensität und beim Trichter nicht oder bei der Membran fiel die Intensität nicht so stark wie beim Trichter): Chirurg (Abb. 46).

2. Auf Brustwand (ebenfalls Frequenzen von 50-200 Hz):
Bei einer Anpreßkraft von 0,5 kp übertrug das Membranbruststück immer besser als der Trichter.

Bei 4 kp blieb die Intensität in diesem Bereich - mit einer Ausnahme (s.u.) - mit dem Membranbruststück höher als mit dem Trichter. Auch jetzt gab es wieder die schon unter 1. genannten Möglichkeiten.

1. Die Intensitätsunterschiede zwischen Membran und Trichter verringern sich: Reister B, Chirurg (Abb. 49), Littmann, Down (neues Modell).
2. Die Intensitätsunterschiede zwischen Membran und Trichter vergrößerten sich noch: Hewlett-Packard, Reister, Tykos in beiden Ausführungen mit allen getesteten Membranstücken (Abb. 50).

Die schon erwähnte Ausnahme war wieder das Down-Stethoskop mit dem weichen Gummibesatz (altes Modell): bei ihm stieg die Intensität mit dem Trichter stark an, mit dem

Membranstück fiel sie ab, so daß bei 4 kp der Trichter mehr Intensität übertrug (Abb. 48, s. auch Tabelle 7).

Beim Vergleich der Frequenzen über 200 Hz zeigte die Membran in allen Frequenzbereichen und bei allen geprüften Anpreßkräften eine höhere Intensität als der jeweilige Trichter. Wurde die Anpreßkraft von 0,5 kp auf 4,0 kp gesteigert, wurde dieser Unterschied dadurch noch deutlicher, daß mit steigender Aufpreßkraft der Lautstärkezuwachs bei den Membranbruststücken durchschnittlich 4,8 dB/100 Hz betrug, bei den Trichtern aber nur 2,5 dB/100 Hz. Zu einem Abfall der Intensität im Frequenzbereich über 200 Hz kam es weder bei Membran- noch bei Trichterbruststücken, gleichgültig, ob auf Porogummi oder auf Brustwand. Zusammenfassend kann man sagen, daß auf der Brustwand die Membran in allen Frequenzbereichen und bei jeder Anpreßkraft mehr Intensität erbrachte als der Trichter. Auf Porogummi traf diese Aussage meistens auch zu, doch gab es im Frequenzbereich 50-200 Hz und bei schwachem Aufpressen noch Trichter, die mehr Intensität als die Membran übertrugen. Über die relativ komplizierte Auswertung gerade dieser Versuche, die dadurch erforderlich war, daß nicht nur neun verschiedene Stethoskope mit verschiedenen Membran- und Trichterbruststücken verglichen wurden, sondern daß diese Versuche jeweils auf Porogummi und auf Brustwand, bei verschiedenen Auflagedrucken und auch in den beiden Frequenzbereichen 50-200 Hz und 200-1000 Hz verglichen werden mußten, gibt folgendes Bezeichnungsschema eine anschauliche Übersicht:

Übersicht:

	Porogummi		Brustwand	
Bezeichnung für Stethoskop 1:	0,5 kp	4,0 kp	0,5 kp	4,0 kp
Trichter (T)	T_1	T_2	T_3	T_4
Membran (M)	M_1	M_2	M_3	M_4

Es wurden nun folgende Vergleiche bei jedem der neun Stethoskope angestellt

1. T_1 mit M_1 mit n + h
   T_2 mit M_2 mit n + h
   T_3 mit M_3 mit n + h
   T_4 mit M_4 mit n + h

   n = Frequenzen 50- 200 Hz
   h = Frequenzen 200-1000 Hz

2. M_1 mit M_2, M_1 mit M_3, M_1 mit M_4
   M_2 mit M_3, M_2 mit M_4
   M_3 mit M_4

Ebenso wurde mit den Trichtern verfahren, jedes Mal mit n und h (siehe oben).

Verhalten der zwei Bruststücke eines Stethoskopes im niederfrequenten Bereich.

Angegeben ist jeweils dasjenige Bruststück (M = Membran, T = Trichter), mit dem die größere Intensität erzielt wird, dahinter der Unterschied zum leiseren Bruststück in dB.

Stethoskope	Porogummi				Brustwand			
	0,5 kp		4,0 kp		0,5 kp		4,0 kp	
	50-100 Hz	100-200 Hz	100-200 Hz	100-200 Hz	50-100 Hz	100-200 Hz	50-100 Hz	100-200 Hz
Littmann	T, 8	T, 7	=	=	M, 7	M, 13	M, 4	M, 4
Reister	T, 7	T, 5	=	M, 5	M, 11	M, 9	M, 11	M, 14
Hewlett-Packard	T, 1	M, 8	T, 2	M, 3	=	M, 2	M, 4	M, 5
Down (neu)	T, 6	T, 4	=	=	M, 8	M, 11	M, 6	M, 6
Down (alt)	M=T	M, 7	T, 3	T, 4	M, 5	M, 11	T, 2	T, 2
Reister B	M=T	M, 2	=	=	M, 7	M, 18	M, 10	M, 13
Chirurg	M=T	M, 5	M, 3	M, 6	M, 11	M, 17	M, 7	M, 7
Tykos E (kleine M) mit Einfach-Schlauch	M, 3	M, 12	T, 1	M, 6	M, 2	M, 7	M, 22	M, 18
Tykos E (große M) mit Einfach-Schlauch	T, 4	M, 3	=	=	M, 3	M, 3	M, 15	M, 14
Tykos E (gewellte M) mit Einfach-Schlauch	M, 8	M, 8	M, 4	M, 6	M, 7	M, 5	M, 21	M, 18
Tykos D (kleine M) mit Doppelschlauch	M, 4	M, 17	=	M, 5	M, 5	M, 12	M, 17	M, 19
Tykos D (große M) mit Doppelschlauch	M, 5	M, 10	=	=	keine Versuche		keine Versuche	
Tykos D (gewellte M) mit Doppelschlauch	M, 8	M, 1	=	M, 3	keine Versuche		keine Versuche	

Tabelle 7

5.11 DISKUSSION DER ERGEBNISSE ÜBER DEN VERGLEICH VERSCHIEDENER MEMBRANBRUSTSTÜCKE MIT TRICHTERBRUSTSTÜCKEN

Dieser Vergleich von Membranbruststücken mit den Trichtern desselben Stethoskops bezüglich ihrer Intensitäten in verschiedenen Frequenzbereichen mußte angestellt werden (obwohl die einzelnen Ergebnisse bereits in den Untersuchungen über den Einfluß des Druckes und über die verschiedenen Brustwandsimulatoren enthalten sind), weil es für die praktische Auskultation von eminenter Bedeutung ist, ob und wann man ein Trichterbruststück und ein Membranbruststück vorteilhaft einsetzen kann. Zugleich sollte damit auch im Experiment die Ansicht, die von Rappaport/Sprague (34) nur theoretisch begründet wurde, experimentell belegt werden, daß der Trichter für niederfrequente Herztöne und -geräusche, die Membran für mittel- und hochfrequente Geräusche besser geeignet sind.

Obwohl die Auswertung dieser Versuche, die mit neun Stethoskopen jeweils auf Porogummi und Brustwand vorgenommen worden waren, jeweils mit Trichter und Membran, jeweils mit verschiedenen Anpreßkräften und jeweils für die Frequenzbereiche von 50-200 Hz und 200-1000 Hz berechnet, sich so äußerst kompliziert gestaltete, ergab sich das folgende, z.T. etwas überraschende Resultat: Auf Brustwand erreicht man in allen Frequenzbereichen und mit jeder Anpreßkraft mit der Membran eine höhere Intensität als mit dem Trichter (Ausnahme: Down (altes Modell)); auf Porogummi trifft diese Aussage ebenfalls meistens zu, doch gibt es hier auch Trichter, die im niederen Frequenzbereich und bei schwacher Anpreßkraft eine höhere Intensität als die Membran erzielen. Überraschend war es nicht, daß die hohen Frequenzen mit der Membran und mit steigender Kraft eine höhere Intensität zeigten als bei Untersuchungen mit dem Trichter; aber es war überraschend, daß auch im niederfrequenten Bereich (50-200 Hz) die Membran bei starkem Aufdrücken auf Porogummi wie auf Brustwand dem Trichter überlegen war. Dieses Ergebnis im Bereich von 50-200 Hz scheint der gängigen Auffasung zu widersprechen, daß

man niederfrequente Töne und Geräusche in der Regel besser mit dem Trichter hören soll. Dieser Widerspruch könnte sich - wenn es wirklich sicher ist, daß man mit dem Trichter die niederfrequenten Töne und Geräusche besser hört - durch folgende Bemerkung auflösen lassen: Da man mit dem Trichter die mittleren und hohen Frequenzen schlechter hört als mit der Membran, werden bei der Auskultation Nebengeräusche durch die Auflage des Bruststückes (Muskel-, Reibegeräusche, Geräusche durch kleine Bewegungen des Thorax und der Hand) nicht so gut aufgenommen, d.h. die von Natur aus sehr leisen niederfrequenten Töne und Geräusche werden bei Anwendung des Trichters durch die hochfrequenten und vom Ohr relativ besser gehörten Nebengeräusche ungestörter, reiner und damit letztlich besser dem Ohr zugänglich gemacht. Auch ein lautes mittel- und hochfrequentes Herzgeräusch oder ein sehr lauter 1. oder 2. Herzton wird mit dem Trichter leiser; ein Maskierungseffekt (1.4) für niederfrequente Töne und Geräusche entfällt dann eher. Wenn also die Annahme zutrifft, daß niederfrequente Töne und Geräusche in praxi tatsächlich besser mit dem Trichter gehört werden, dann muß man in Anbetracht des gegenteiligen experimentellen Ergebnisses anerkennen, daß der objektiven Methode der vergleichenden Prüfung von Stethoskopen und ihrer Einzelteile zumindest was die Bruststücke anbelangt - so unerläßlich sie grundsätzlich ist, wie in den entsprechenden Kapiteln dargelegt wurde - möglicherweise Grenzen gesetzt sind.

4.12 VERGLEICH EINIGER HANDELSÜBLICHER STETHOSKOPE BEI PRÜFUNG AUF DER BRUSTWAND

Zur Veranschaulichung der Leistungsfähigkeit von neun verschiedenen handelsüblichen Stethoskopen wurden die Kurven der jeweils zwei besten und schlechtesten Stethoskope - einmal Membranbruststücke, einmal Trichterbruststücke - bei einer Anpreßkraft von 0,5 kp und 4,0 kp in der Anlage wiedergegeben. Für die Auswertung entscheidend war, welches Membranbruststück im Frequenzbereich 200-1000 Hz die größte bzw. geringste Lautstärke erbrachte. Für Trichterbruststücke galt der Bereich 50-200 Hz als Maßstab. Auf die Darstellung mit Porogummi wurde der Einfachheit halber verzichtet, zumal die Unterschiede zwischen den Brustwandsimulatoren schon (s. 4.10/5.10) abgehandelt wurden. Es ergab sich folgende Reihenfolge vom schlechtesten Stethoskop bis zum besten bei

a) Membranbruststücken mit einer Anpreßkraft von 0,5 kp: Abb. 51

Tykos (Einfachschlauch, gewellte Membran) = Tykos (Einfachschlauch, große Membran) -- Hewlett-Packard = Tykos (Einfach- und Doppelschlauch mit kleiner Membran) -- Reister -- Littmann = Reister B -- Chirurg -- Down (neues Modell) -- Down (altes Modell).

Die größten Unterschiede zwischen bestem und schlechtestem Stethoskop betrugen 12 dB (500-600 Hz), die geringsten 4 dB (zwischen 400 und 500 Hz).

b) Membranbruststücken mit einer Anpreßkraft von 4 kp: Abb. 52

Tykos (gewellt) = Tykos (groß, jeweils Einfachschlauch) -- Hewlett-Packard = Reister = Chirurg = Littmann -- Tykos (Einfachschlauch, kleine Membran) -- Tykos (Doppelschlauch, kleine Membran) -- Reister B -- Down (neu) -- Down (alt).

Die größten Unterschiede waren mit 18 dB zwischen 500 und 600 Hz zu finden, die geringsten mit 4 dB zwischen 200 und 300 Hz.

c) Trichterbruststücken bei 0,5 kp: Abb. 53

Reister B -- Littmann -- Down (neu) -- Reister = Chirurg = Down (alt) -- Tykos (Einfachschlauch) -- Tykos (Doppelschlauch) -- Hewlett-Packard.

Die größten Lautstärkeunterschiede traten zwischen 100 und 200 Hz mit 16 dB auf, zwischen 50 und 100 Hz betrugen sie 10 dB.

d) Trichterbruststücken mit einer Anpreßkraft von 4 kp: Abb. 54

Reister B -- Tykos (Einfachschlauch) = Down (neu) -- Chirurg -- Littmann = Tykos (Doppelschlauch) -- Down (alt) -- Hewlett-Packard.

Mit dem Reister-Stethoskop konnte keine Kurve gewonnen werden, da das Brustwandstück den flachen Trichter ganz ausfüllte.

Die Lautstärkeunterschiede betrugen zwischen 100 und 200 Hz 13 dB, zwischen 50 und 100 Hz 10 dB.

5.12 DISKUSSION ÜBER DEN VERGLEICH EINIGER HANDELSÜBLICHER STETHOSKOPE

In diesem Kapitel sollte nun anschaulich gezeigt werden, wie verschieden die Stethoskope als Ganzes im nieder- und hochfrequenten Bereich bzw. mit Membran und Trichter waren. Um eine gewisse Übersichtlichkeit bei den divergierenden Lautstärken in verschiedenen Frequenzbereichen und bei verschiedenen Auflagedrucken zu gewährleisten, wurde eine Reihenfolge der Güte der Stethoskope lediglich für die Frequenzen über 200 Hz (Membranbruststücke) und für die Frequenzen 50-200 Hz (Trichterbruststücke) aufgestellt. In Kurvenform wurden diese jeweils besten und schlechtesten dargestellt (s. Abb. 51-54).

Im Bereich von 200-1000 Hz ergaben sich bei den Membranen Unterschiede von bis zu 18 dB/100 Hz, zwischen 50 und 200 Hz bei den Trichtern bis zu 16 dB/100 Hz. Dabei muß man berücksichtigen, daß in allen Bereichen ein Unterschied von 6 dB einem doppelten Schalldruck am Ohr entspricht, was allerdings nicht identisch mit der Lautstärkeempfindung im Ohr ist.

Die aufgestellte Reihenfolge für die einzelnen Bereiche zeigt, daß sich die verschiedenen Stethoskope hier sehr unterschiedlich verhalten, bei schwachem wie bei starkem Auflagedruck, daß jedoch das Down-Stethoskop (altes Modell) bei den Membranen und beim Trichter (hier erscheint es zwar bei einer Anpreßkraft von 0,5 kp nicht besonders gut, doch muß man diesen Trichter mit seinem dicken Gummiring stärker aufdrücken, um die größte Intensität im unteren Frequenzbereich zu erzielen, s. 4.3; bei 4 kp gehört es zu den besten) mit an der Spitze steht. Zu den schlechtesten Membranbruststücken gehören die gewellte und die große Membran von Tykos und zu den schlechtesten Trichtern, die am wenigsten Intensität zwischen 50 und 200 Hz übertragen, Reister B und Littmann.

Daß sich das Down-Stethoskop - besonders seine Membran - als sehr gut erwies, ist dadurch verständlich, daß es einerseits eine vorgewölbte Membran und andererseits einen sehr starren, relativ großlumigen PVC-Schlauch und entsprechend weitlumige, kurze Ohrbügel besaß; der Trichter war mit einem sehr vorteilhaften (4.7/5.7) Gummiring versehen, doch fehlte ihm zu einem noch besseren Abschneiden der ganz ideale Schlauch (vor allem englumiger). Umgekehrt dürfte für die relativ schlechte Leistungsfähigkeit im höheren Frequenzbereich bei den beiden Tykos-Membranen (gewellte und große Membran) die Tatsache verantwortlich sein, daß die eine Membran stark vorgewölbt und weich ist, die andere starr und nicht vorgewölbt; hinzu kommt ein für die Übertragung höherer Frequenzen ungünstiges Schlauchsystem (weicher, englumiger Gummi). Für die mangelhafte Güte bei den Trichtern von Reister B und Littmann bei schwachem Auflagedruck sind keine exakten Gründe anzugeben, doch dürfte eine Reihe von - im einzelnen nicht gravierenden - ungünstigen Faktoren zusammentreffen (kleiner, kegelförmiger Trichter ohne Gummi, sehr großes Schlauchvolumen bei Reister). Beim Littmann-Trichter könnte die nachgewiesene Undichtigkeit (4.4) zu einem schlechten Abschneiden geführt haben.

Nicht berücksichtigt wurde bei dieser Zusammenstellung das Gewicht des Bruststückes. Dies dürfte jedoch durchaus für die Wiedergabe besonders der niederen Frequenzen von einer gewissen Bedeutung sein. Quante (32) hat nachgewiesen, daß durch zunehmendes Gewicht die niederen Frequenzen verstärkt werden, weil die natürliche Nachgiebigkeit der Hand geringer wird und die relativ langsamen Thoraxschwingungen bei einem höheren Gewicht nicht "aufgefangen" werden bzw. verschwinden; dieses Ergebnis wäre ein weiterer Faktor, der das gute Abschneiden des Down-(alt) und des Hewlett-Packard-Trichters (233 g bzw. 240 g) und das relativ schlechte Abschneiden der Trichter von Lightweight-Stethoskopen (Littmann) erklären kann.

6. ZUSAMMENFASSUNG UND ERGEBNISSE

Das Ziel der Arbeit war, eine neuartige Meßmethode zur Untersuchung der physikalischen Eigenschaften von Stethoskopen und ihrer Einzelteile im Hinblick auf ihre allgemeine Anwendungsmöglichkeit zu testen, sie gegebenenfalls zu verbessern und die Grundlage zur Optimierung des Stethoskops bzw. seiner Einzelteile zu schaffen.

Der Meßplatz war mit einem Sinusgenerator gleitender Frequenz, der über einen Leistungsverstärker einen Schwingtisch steuert, ausgestattet. Die Ankoppelung der Stethoskopbruststücke erfolgte über einen Brustwandsimulator, bei vielen Versuchen war es eine Porogummischeibe, bei einigen auch ein Stück menschliche Leichenbrustwand. Die Oliven der Stethoskope wurden in die "Ohren" eines Kunstkopfes eingeführt. Der wesentliche Unterschied gegenüber früheren Meßmethoden, die sich alle nicht durchgesetzt haben, war die größere Naturgetreuheit insofern, als das Bruststück des Stethoskops nicht nur direkt - ohne Luftverbindung - auf den Brustwandsimulator aufgelegt wurde, sondern auch die Anpreßkraft gemessen werden konnte, die bekanntlich bei der Auskultation zu einer Änderung der Frequenzcharakteristik der Stethoskope bzw. eines Herzgeräusches führt.

Zur Prüfung einzelner Fragen, die dabei auftraten, waren insgesamt ca. 2800 Versuche mit neun Stethoskopen und zusätzlichen Membranen und Schläuchen erforderlich. Diese erbrachten

f o l g e n d e E r g e b n i s s e:

1. Verbesserung der Meßmethode:
   In ihrer ursprünglichen Form mit einem Kunstkopf erwies sich die Meßmethode als ungeeignet. Es war nicht möglich, die Oliven in den "Gehörgang" immer gleich zu plazieren. Durch die Verwendung eines sogenannten "künstlichen Ohres", das zusammen mit Filtern eine dem Ohr weitgehend an-

genäherte Frequenzcharakteristik aufwies und bei dem man die Ohrbügel fest aufschrauben konnte, wurde eine sehr gute Reproduzierbarkeit erreicht (4.2/5.5).

Zur Imitierung der Auflage der Stethoskope auf den menschlichen Thorax wurde auf den Schwingtisch nicht nur der vorgegebene Porogummi, sondern auch ein Leichenbrustwandstück aufgelegt, mit anderen Ergebnissen (s. 2. und 3.).

Schließlich stellte sich heraus, daß nicht nur gleichartige, sondern bestimmte Handhaltungen beim Aufdrücken des Stethoskops erforderlich sind (s. 3).

2. Vergleich der Brustwandsimulatoren (Porogummi, Leichenbrustwandstück).
Im Frequenzbereich von 200-1000 Hz war die Lautstärke auf Porogummi immer höher als auf Brustwand. Im Frequenzbereich von 50-200 Hz zeigte Porogummi ebenfalls bei einer Anpreßkraft von 2 kp und 4 kp die größere Lautstärke; dagegen war bei schwachem Aufdrücken (0,5 kp) die eine Hälfte der untersuchten Stethoskope auf Porogummi, die andere Hälfte auf Brustwand besser. Diese Aussagen galten sowohl für den Trichter wie für die Membran. Als Grund für dieses verschiedenartige Verhalten konnte man feststellen, daß es sich bei den auf Porogummi schlechteren Membranbruststücken um Modelle handelte, bei denen die Membran nicht vorgewölbt war, sondern unter der Metallfassung zurücklag, d.h. die Auflage der Membran nicht optimal war und wie es bei mageren Patienten zu erwarten ist. Für das verschiedenartige Verhalten der Trichter stellte sich heraus, daß die auf Porogummi im niederfrequenten Bereich bei schwachem Aufdrücken schlechteren Trichter einen größeren Durchmesser bzw. Umfang besaßen. Da die Oberfläche des Porogummi nicht absolut glatt war, läßt sich hier vermuten, daß bei den im Umfang größeren Trichtern eine insgesamt größere Undichtigkeit bestand (4.10/5.10).

Im übrigen zeigte sich noch, daß - beim Vergleich verschiedener Stethoskope - bei Frequenzen über 200 Hz die Membran immer eine größere Lautstärke ergab als der Trichter, aber die Lautstärkeunterschiede zwischen Porogummi und Brustwand quantitativ verschieden waren. Im Bereich unter 200 Hz war die Intensität auf der Brustwand mit der Membran immer lauter als mit dem Trichter, auf Porogummi bei starkem Druck ebenfalls immer (Ausnahme nur altes Modell des Down-Stethoskops), bei schwachem Druck aber nur bei einem Teil der Stethoskope (4.11/5.11).

Als Konsequenz ergab sich somit, daß Porogummi in der zur Verfügung stehenden Form keinen befriedigenden Brustwandsimulator darstellt. Nach den gemachten Erfahrungen kann ein kleines Brustwandstück aus der Leiche als guter Brustwandsimulator zur Prüfung der Stethoskope benutzt werden, auch wenn man sich vorstellen kann, daß gegenüber der Thoraxwand des Lebenden nochmals geringfügige Unterschiede bestehen können.

3. Der Einfluß der Handhaltung

Bei Aufdruck der Stethoskope mit senkrecht auf dem Bruststück ruhenden Fingern (übliche Art) wird eine etwas geringere Lautstärkeintensität erzielt als bei Auflage mit der Handinnenfläche. Wahrscheinlich hängt dies damit zusammen, daß Schwingungen der Thoraxwand, die das gesamte Stethoskopbruststück in Schwingungen versetzen, über den Handteller, der das dem aufgesetzten Bruststück gegenüberliegende dicht verschließt, nicht abgestrahlt, sondern ebenfalls über den Schlauch zum Ohr geleitet werden können. Bestätigt wird diese Annahme durch Versuche, bei denen bei verkehrter Riegelstellung (Auflageteil nicht direkt mit dem Schlauch verbunden) dann keine Schallkurve zustande kam, wenn die Bruststücke einander nicht gegenüberlagen (Down, Tykos). Bei Abdichtung von einander gegenüberliegenden Bruststücken (Lightweight-Stethoskope) mit dem Handteller kam eine normale Kurve mit besonders hoher Intensität der niederfrequenten Schallwellen

zustande. Zusätzlich spielt vielleicht noch eine Undichtigkeit im Riegelmechanismus eine Rolle (4.4/5.4).

4. Der Einfluß der Anpreßkraft

Mit steigender Kraft (0,5 kp, 1 kp, 2 kp, 4 kp) wuchs die Lautstärke bei Frequenzen über 500 Hz immer an - das Aufpressen mit 5 kp brachte keinen zusätzlichen Effekt - sowohl bei Membran- als auch Trichterbruststücken; bei Frequenzen von 200-500 Hz stieg die Intensität auf Brustwand ebenso immer an, während bei Versuchen auf Porogummi und dann bei Frequenzen zwischen 50 und 200 Hz auf beiden Brustwandsimulatoren die Lautstärke z.T. anstieg, z.T. abfiel bei Trichtern und Membranbruststücken.

Daraus ergibt sich - was durch theoretische Untersuchungen und klinische Erfahrung bekannt ist - daß man bei starker Anpreßkraft, insbesondere mit Membranen, im mittleren und höheren Frequenzbereich bei der Auskultation ein Optimum erzielt.

Die Untersuchungen widersprachen z.T. der Regel, daß man niederfrequente Geräusche nur bei schwachem Aufdrücken in jedem Fall, d.h. mit jedem Stethoskop, ob mit Trichter oder Membran, am besten hört.

Schließlich zeigte auch diese Untersuchung, daß die Benutzung von Porogummi oder Leichenbrustwand differente Ergebnisse liefert (4.3/5.3).

5. Bedeutung des Durchmessers von Membran und Trichter

Bei einem Stethoskop (Hewlett-Packard) konnte der Einfluß des Durchmessers für Membranbruststücke mit zwei, beim Trichter mit drei verschieden großen Bruststücken geprüft werden. Es ergab sich jeweils eine größere Lautstärke, je größer die Auflagenfläche war. Es gab eine Ausnahme im Bereich von 50-150 Hz, in dem der mittlere Trichter am besten war. In der Praxis kann man die Auflagefläche nicht beliebig groß machen, nicht nur wegen der dann

notwendigerweise schlechteren kompletten Auflagemöglichkeit am Körper, sondern auch weil dann das größere innere Luftvolumen zu einer Abschwächung der Lautstärke führt. Das Optimum dürfte bei den Membranbruststücken bei 4,0 - 4,5 cm liegen, bei den Trichtern bei 3 cm und bei einer Tiefe von 0,5 - 0,7 cm (4.5/5.5).

6. Der Einfluß verschiedenartiger Membranen

Als entscheidend für die Eigenschaften einer Stethoskopmembran stellten sich folgende Faktoren heraus:

a) Vorwölbung: Eine leichte Vorwölbung führt zu einer Steigerung der Intensität bei Frequenzen über 200 Hz.

b) Flexibilität: Eine sehr weiche Membran führt zu einer erheblichen Abschwächung der Frequenzen über 200 Hz und zu einer Erhöhung der Lautstärke zwischen 50 und 200 Hz.

c) Dicke: Je dicker die Membran ist (zumindest ab 0,7 mm), desto geringer ist die Intensität in allen Bereichen, besonders zwischen 50 und 200 Hz (4.6/5.6).

7. Der Einfluß der Gummiberandung am Trichter

Es stand nur ein Stethoskop (Littmann) mit einem relativ harten, dünnen Gummirand zur Verfügung. Die Unterschiede waren bei ihm nicht gravierend, doch führte im Frequenzbereich 50-200 Hz der Trichter mit Gummiberandung und im Frequenzbereich von 200-1000 Hz der Trichter ohne Gummirand zu einer besseren Lautstärke. Eine weiche, dicke Gummiberandung, die die niederfrequenten Schwingungen besser aufnimmt, dürfte vorteilhaft sein (4.7/5.7).

8. Der Einfluß des Schlauches

a) Einfach- und Doppelschlauch:

Im niederfrequenten Bereich erwies sich das Stethoskop mit Einfachschlauch als etwas besser als mit Doppelschlauch, im Bereich von 200-1000 Hz führte der Doppelschlauch zu einer etwas größeren Lautstärke.

b) Schlauchlänge:
Für den niederfrequenten Bereich ergab sich eine optimale Länge von 50 cm; für den Frequenzbereich über 200 Hz galt "je kürzer, desto besser" bis zu einer - allerdings nicht mehr praktikablen - Länge von 20 cm.

c) Schlauchdicke, Schlauchlumen, Schlauchmaterial
Die Wanddicke scheint keine große Rolle zu spielen. Bei verschiedenen Lumina (4 mm, 5 mm) zeigte sich die je nach verwendetem Material verschieden stark ausgeprägte Tendenz:

5 mm besser geeignet für Frequenzen über 200 Hz,
4 mm besser für Frequenzen von 50-200 Hz.

Material: Im Frequenzbereich von 200-1000 Hz brachte der starre PVC-Schlauch (5x1,5) die besten Ergebnisse im Vergleich zum weicheren Silikon- und noch weicheren Gummischlauch. Im Frequenzbereich bis 200 Hz schien das Material keinen differenten Einfluß zu haben.

Alles in allem ist der Einfluß des Schlauches nach diesen Untersuchungen viel größer als in der Literatur angegeben. Er kann für die Güte eines Stethoskops entscheidend sein und allein seinen Wert bestimmen, selbst bei verschiedenartigen Bruststücken (4.8/5.8).

9. Der Einfluß des Ohrbügels
Beim Vergleich eines kurzen, weitlumigen Ohrbügels mit einem langen, englumigen, erwies sich der weitlumige im Frequenzbereich über 200 Hz als etwas besser als der englumige (4.9/5.9).

10. Vergleich von Membran- und Trichterbruststücken
Die auf beiden Brustwandsimulatoren durchgeführten Versuche (s. Punkt 2) ergaben, daß das Membranbruststück nicht nur im höheren Frequenzbereich (über 200 Hz), sondern auch bei niederen Frequenzen bei allen Anpreßkräften zu einer höheren Intensität führt als der Trichter. Auf Porogummi ergaben sich dazu etwas differente Ergeb-

nisse (s. Punkt 2). Dies scheint - was das Ergebnis auf Brustwand anbelangt - im Gegensatz zu der üblichen klinischen Erfahrung zu stehen, daß niederfrequente Töne und Geräusche nicht mit der Membran, sondern mit dem Trichter besser gehört werden. Auf diesen Punkt wird am Schluß noch eingegangen (4.11/5.11).

11. Vergleich einiger handelsüblicher Stethoskope:
Bei der einfachen vergleichenden Untersuchung von neun verschiedenen Stethoskopen ergaben sich erwartungsgemäß z.T. erhebliche Differenzen. Bei den Membranen erwies sich das Stethoskop Down (altes Modell) als am günstigsten (vorgewölbte Membran, harter PVC-Schlauch mit relativ großem Lumen), ähnlich schnitt das Down-Stethoskop (neues Modell) ab; der Unterschied bestand nur darin, daß letzteres einen dickwandigen, englumigen, weichen Gummischlauch besaß. Als relativ schlecht erwiesen sich das Tykos-Stethoskop mit der großen und der gewellten Membran (erstere straff und zurückliegend, zweitere sehr weich).

Bei den Trichtern (im niederfrequenten Bereich) erwies sich das Hewlett-Packard als das Beste, das Stethoskop Reister B (mit der sehr kleinen Trichterauflagefläche) als das Schlechteste (4.12/5.12).

Ganz a l l g e m e i n läßt sich nach diesen Untersuchungen folgendes sagen:

Die z.T. erheblichen Differenzen bei der Prüfung verschiedener Einzelteile (Trichter, Membran, Schlauch, Ohrbügel) und verschiedener Stethoskope zeigen:

a) daß die angewandte Meßmethodik zur Prüfung eingesetzt werden kann,
b) daß diese experimentelle Untersuchung zur Beurteilung der Güte eines Stethoskops und seiner Einzelteile erforderlich ist.

Man muß allerdings hinzufügen, daß das Experiment für die Beurteilung der Brauchbarkeit für die Auskultation ihre Grenzen hat: Neben der Güte der einzelnen Teile muß noch die Handlichkeit bei der praktischen Anwendung berücksichtigt werden. Auch die Eigenschaften des menschlichen Ohres lassen sich durch ein noch so gut konstruiertes "künstliches Ohr" nicht voll imitieren, was an zwei Beispielen veranschaulicht werden soll: Entgegen der üblichen Meinung, daß niederfrequente Töne und Geräusche mit dem Trichter grundsätzlich besser gehört werden können als mit der Membran, zeigten die Untersuchungen sehr eindeutig eine bessere Leistung der Membran nicht nur im Frequenzbereich über, sondern auch unter 200 Hz. Wenn die klinische Erfahrung wirklich richtig ist, so könnte es damit zusammenhängen, daß beim Abhören mit dem Trichter die hochfrequenten Nebengeräusche, die bei der Auflage der Membran auftreten, nicht stören. - Auch sollte berücksichtigt werden, daß im Frequenzbereich von 200-1000 Hz zahlreiche Wellenberge und -täler bei verschiedenen Stethoskopen in unterschiedlichen Frequenzbereichen auftreten. Somit kann sich bei bestimmten Frequenzen eines Herzgeräusches ein Stethoskop als geeigneter erweisen, selbst wenn ein anderes im gesamten hochfrequenten Bereich eine bessere Intensität ergibt.

Trotzdem kann man nach diesen Untersuchungen sagen, wenn sich auch die Güte eines Stethoskops letztlich bei der Auskultation, d.h. in der Praxis, erweisen muß, daß experimentelle Untersuchungen Voraussetzungen und Grundlage für die Herstellung eines Stethoskops sind. Es dürfte nicht ganz einfach sein, das optimale Stethoskop für alle Frequenzbereiche zu schaffen, da es hier nicht nur auf das Bruststück, sondern auch auf den Schlauch ankommt. Es ist jedoch durchaus vorstellbar, daß man durch Prüfung verschiedener Schlauchmaterialien mit verschiedenen Lumina einen Kompromiß zur besten Auskultation sowohl nieder- wie hochfrequenter Töne und Geräusche erreicht.

7. LITERATURVERZEICHNIS

/ 1/ Abelson, D. "The Electro-acoustic Stethoscope; an Instrument for the Simultaneous Auscultation of Heart Sounds and Audio Signals"
Medical and biological Engng. Vol. 9, 1971, S. 143/144.

/ 2/ Brückner, J.B. "Ein einfaches Hilfsmittel zur permanenten präkordialen Auskultation der Herzaktion während der Anästhesie"
Zeitschrift für praktische Anästhesie, 5, 1970, S. 210/211.

/ 3/ Cabot, R.C.
Dodge, H.F. "Frequency Characteristics of Heart and Lung Sounds"
The Journal of American Medical Association 84, No. 24, 1925, S. 1793-1795.

/ 4/ Dick, W.
Bosch, K. "Die intraoperative Überwachung der kindlichen Herztöne mit Hilfe des präcordialen Stethoskops.
1. Experimentelle Untersuchungen zu den physikalischen Eigenschaften verschiedener Stethoskope"
Anästhesist 21, 1972, S. 487-493.

/ 5/ Dick, W.
Bosch, K. "Die intraoperative Überwachung der kindlichen Herztöne mit Hilfe des präcordialen Stethoskops.
2. Klinische Untersuchungen"
Anästhesist 22, 1973, S. 507-512.

/ 6/ Ertel, P.Y.
Lawrence, M.
Brown, R.K.
Stern, A.M.
"Stethoscope Acoustics.
1. The Doctor and his Stethoscope"
Circulation 34, 1966, S. 889-898.

/ 7/ Ertel, P.Y.
Lawrence, M.
Brown, R.K.
Stern, A.M.
"Stethoscope Acoustics.
2. Transmission and Filtration Patterns"
Circulation 34, 1966, S. 899-909.

/ 8/ Gerthsen, Ch.
Kneser, H.D.
Vogel, H.
"Physik"
Springer-Verlag, 1977, 13. Auflage, S. 11-143.

/ 9/ Gordon, E.S.
Lagerwerff, J.M.
"Electronic Stethoscope with Frequency Shaping and Infrasonic Recording Capabilities"
Aviation, Space and Environmental Medicine, March 1976, S. 312-316.

/10/ Groom, D.
"The Effect of Background Noise on Cardiac Auscultation"
American Heart Journal 52, 1956, S. 781-789.

/11/ Groom, D.
Chapman, W.
"Anatomic Variations of the Auditory Canal Pertaining to the Fit of Stethoscope Earpieces"
Circulation 19, 1959, S. 606-608.

/12/ Groom, D.
Charleston, S.C.
"Comparative Efficiency of Stethoscopes"
American Heart Journal 68 Nr. 2, 1964, S. 220-226.

/13/ Hampton, C.S.
Chaliner, A.
"Which Stethoscope?"
British Medical Journal 4, 1967, S. 388-390.

/14/ Hassall, J.R.
Zaveri, K.
"Acoustic Noise Measurements"
Brüel & Kjaer, 4. Auflage, 1979.

/15/ Holldack, K.
Winckel, F.
Okamura, T.
"Technische Probleme bei der akustischen Diagnostik von Herzkrankheiten"
Elektromedizin Band 11, 1966, Nr. 1.

/16/ Holldack, K.
Watkins, D.
Martin, W.E.
"An Electronic Frequency Shifting Stethoscope for Heart Sounds"
Journal of Bioengineering Vol.2, 1978, S. 59-64.

/17/ Holldack, K.
Wolf, D.
"Atlas und kurzgefaßtes Lehrbuch der Phonokardiographie und verwandter Untersuchungsmethoden"
Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, 4. Aufl., 1974.

/18/ Howell, W.
Aldridge, C.E.
"The Effect of Stethoscope Applied Pressure in Auscultation: A New Instrument for Improving Discrimination"
Circulation 32, 1965, S. 430-434.

/19/ Instructions and Applications
1. Microphone Amplifier Type 2603
2. Artificial Ear Type 4152
Brüel & Kjaer, Dänemark, 1959 bzw. 1970.

/20/ Johnston, F.
Kline, E.M.
"An Acoustical Study of the Stethoscope"
Archives of internal medicine 65, 1940, S. 329-339.

/21/ Keidel, W.D. (Hrsg) "Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie" Thieme-Verlag, Stuttgart, 5. Aufl. 1979.

/22/ Landes, G. "Weitere Untersuchungen über die Schallübertragung des Stethoskops" Deutsches Archiv für klinische Medizin, 171, 1931, S. 607-623.

/23/ Leatham, A. "An Improved Stethoscope" Lancet 1 March 1958, S. 463.

/24/ Leatham, A. "Auscultation of the Heart" Lancet 2 October 11, 1958, S. 757-765.

/25/ Leatham, A. "Auscultation of the Heart in Phonocardiography" Churchill Livingstone, London und New York, 2. Auflage, 1975.

/26/ Littmann, D. "An Approach to the Ideal Stethoscope" The Journal of the American Medical Association 178 No. 5, 1961, S. 504-508.

/27/ Littmann, D. "Auscultation" American Journal of Nursing 72 No. 7, 1972, S. 1239-1241.

/28/ Macfarlan, D. "The Acoustic of the Stethoscope" The Journal of the American Medical Association 110, 1938, S. 2068-6069.

/29/ Martini, P. "Die Schallübertragung des Stethoskops" Zeitschrift für Biologie 71, 1920, S. 117-136.

/30/ Michold, H. Haberland, E.-J. "Ein neues Stethoskop für die Praxis" Deutsches Gesundheitswesen 27, 1972, S. 1904-1906.

/31/ Pohl, R.W. "Einführung in die Physik", Band 1 (Mechanik-Akustik-Wärmelehre) Springer-Verlag, Heidelberg, 17. Aufl., 1969.

/32/ Quante, F. "Objektive Herzschallanalyse-Realisierung und medizinische Anwendung" Dissertation TH Aachen, 1981.

/33/ Quante, F. Zeh, E. "Objective Evaluation of Stethoscope Performance" World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 1982, Hamburg.

/34/ Rappaport, M.B. Sprague, H.B. "Physiological and Physical Laws that Govern Auscultation and their Clinical Application" American Heart Journal 21 No.3, 1941, S. 297-318.

/35/ Rappaport, M.B. Sprague, H.B. "The Effects of Tubing Bore in Stethoscope Efficiency" American Heart Journal 42 No. 4, 1951, S. 605-609.

/36/ Rappaport, M.B.
Sprague, H.B.
"The Effect of Improper Fitting of Stethoscope to Ears on Auscultatory Efficiency"
American Heart Journal 43, 1952, S. 713-715.

/37/ Reiser, S.J.
"The Medical Influence of the Stethoscope"
Scientific American (New York), 240, Feb. 1979, S. 148-156.

/38/ Schmidt. R.F.
Tews, G.
"Physiologie des Menschen"
Springer-Verlag 1977, 19. Aufl. S. 268-281.

/39/ Stright, P.A.
Soukup,
Sister Maria
"How to Hear it Right: Evaluating and Choosing a Stethoscope"
American Journal of Nursing, Sept. 1977, S. 1477.

/40/ Wilkens, H.
"Kopfbezogene Stereophonie - ein Hilfsmittel für Vergleich und Beurteilung verschiedener Raumeindrükke"
Acoustics, Vol. 26, 1972, Heft 4, S. 213-221.

/41/ Williams, H.B.
Dodge, H.F.
"Analysis of Heart Sounds"
Archives of Internal Medicine 38, No. 6, 1936, S. 685-693.

/42/ "Haben Sie das ideale Stethoskop?"
MT befragte Internisten, Pädiater, Anästhesisten.
Medical Tribune, Jahrgang 8, Nr. 37, 1973, S. 19, 32, 33.

Als zusätzliche - hier nicht zitierte - Literatur wurde gelesen:

Cremer, L. — Vorlesungen über technische Akustik
Springer-Verlag, Berlin, 1971.

Fröschels, E. — Berichte über technische Neuheiten - Ein Differenzstethoskop
Medizinische Klinik 33, 1934, S. 1099,1100.

Hantschmann, L.
Nicolai, L. — Erfahrungen mit dem "Stereostethoskop" in der Inneren Medizin
Klinische Wochenschrift 15. Jahrgang Nr. 3, 1936, S. 92/93.

Mangi, R.
Andriole, V.T. — Contaminated Stethoscope: a Potential Source of Nosocomial Infections
Yale Journal of Biology and Medicine 45, 1972, S. 600-604.

Meyerowitz, B.R. — Abdominal Palpation by Stethoscope
Archives of internal medicine Vol. 111, 1976 July, S. 831.

Nicolai, L. — Über das "Stereostethoskop", ein Hörrohrpaar auf der Grundlage des Richtungshörens
Klinische Wochenschrift 15. Jahrgang Nr. 3, 1936, S. 91/92.

Sprague, H.B. — A new Combined Stethoscope Chest Piece
The Journal of the American Medical Association 86, 1926, S. 1909.

Tobler, P.-D. Neuere Untersuchungen über die Schalleitfähigkeit starrer und flexibler Stethoskope
Schweizerische Medizinische Wochenschrift Nr. 40, 4. Oktober 1930, S. 933-941.

Vaules, D. Auscultation by Telephone
The New England Journal of Medicine, 283 No. 16, Oct. 1970, S. 880, 881.

9. Abbildungen

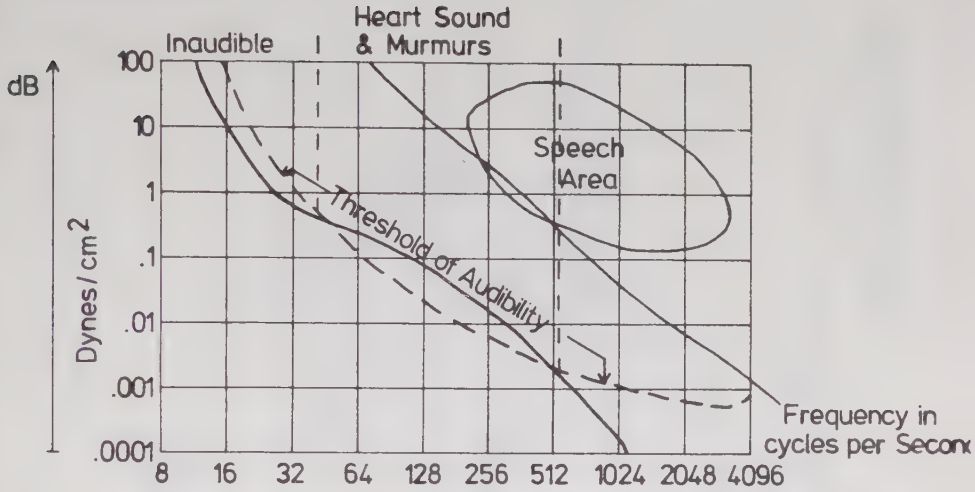


Abb. 1: Herztöne und -geräusche und Hörschwelle (26)

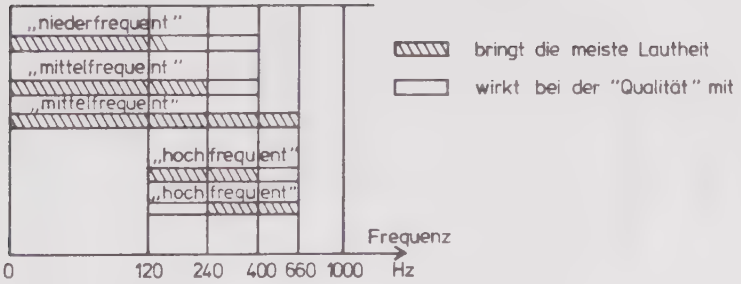


Abb. 2: Qualität, Lautstärke und Tonhöhe bei Herzgeräuschen

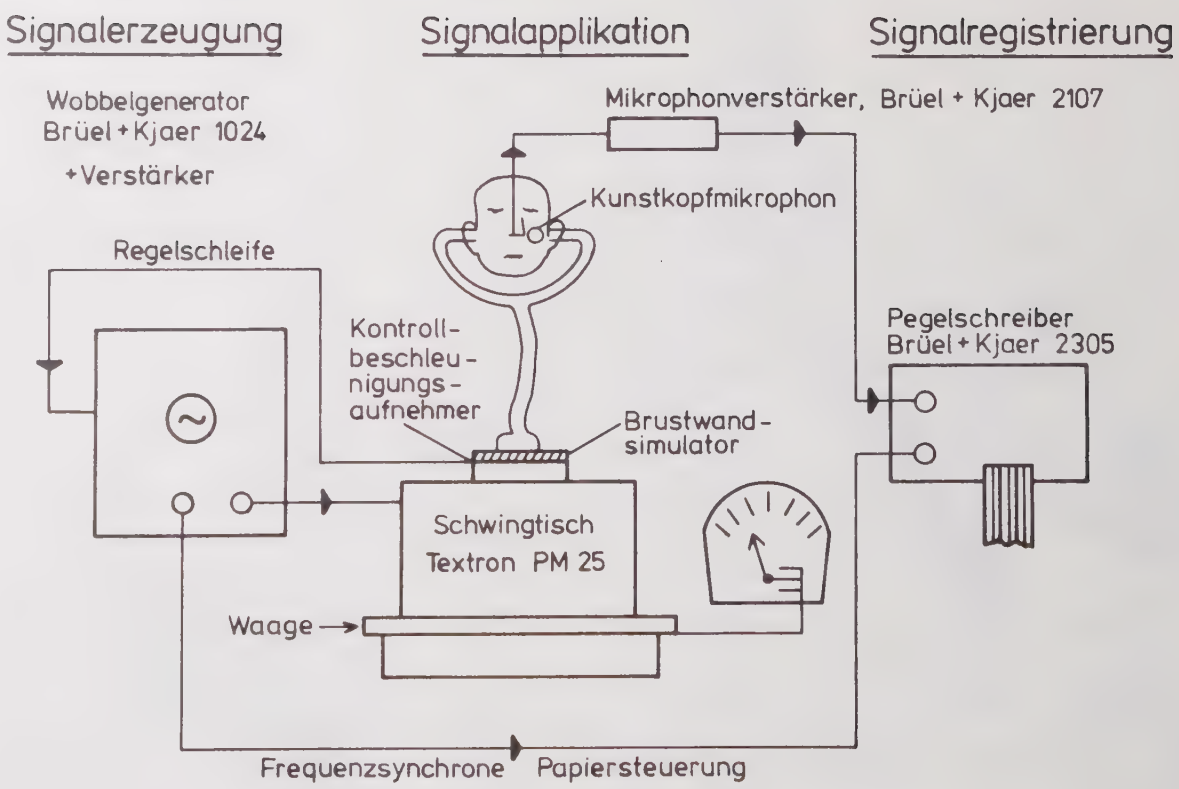


Abb. 3: Meßaufbau (Schemazeichnung)

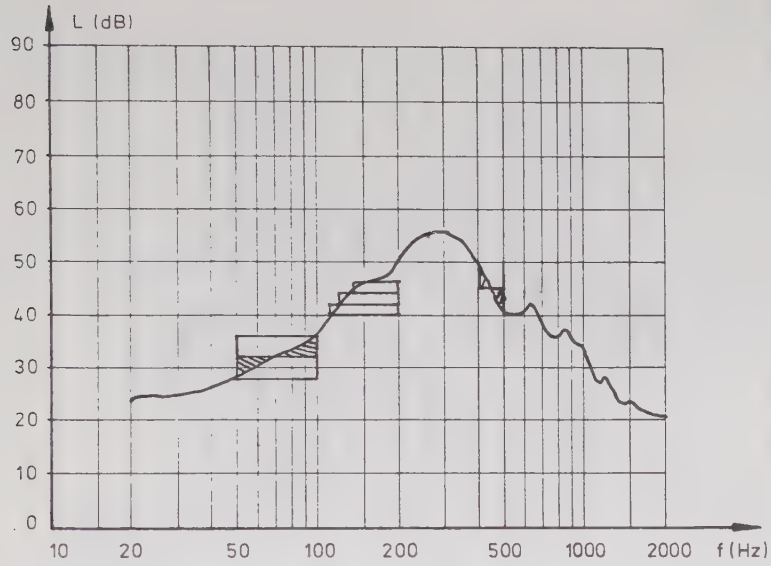


Abb. 4: Methode der Auswertung der Versuchsergebnisse

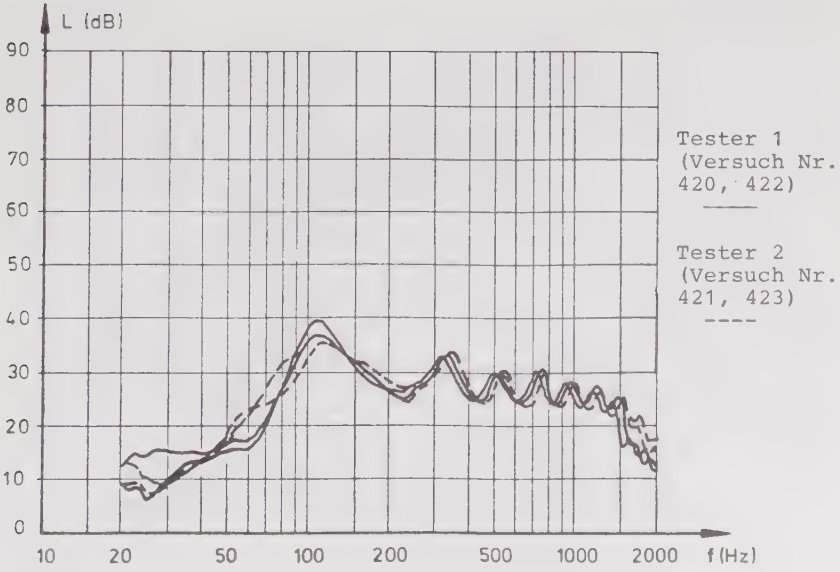


Abb. 5: Interindividuelle Reproduzierbarkeit am Kunstkopf
(ohne Herausnahme der Oliven)

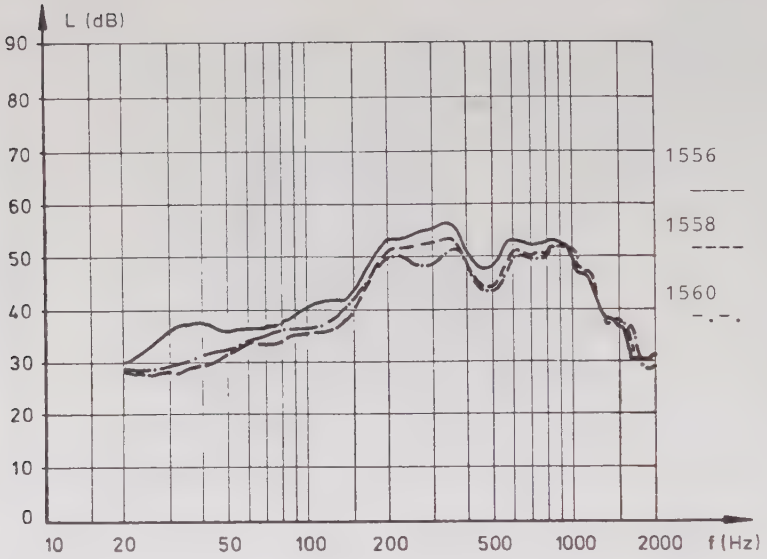


Abb. 6: Intraindividuelle Reproduzierbarkeit (Littmann) am Kunstkopf (mit Herausnahme der Oliven)

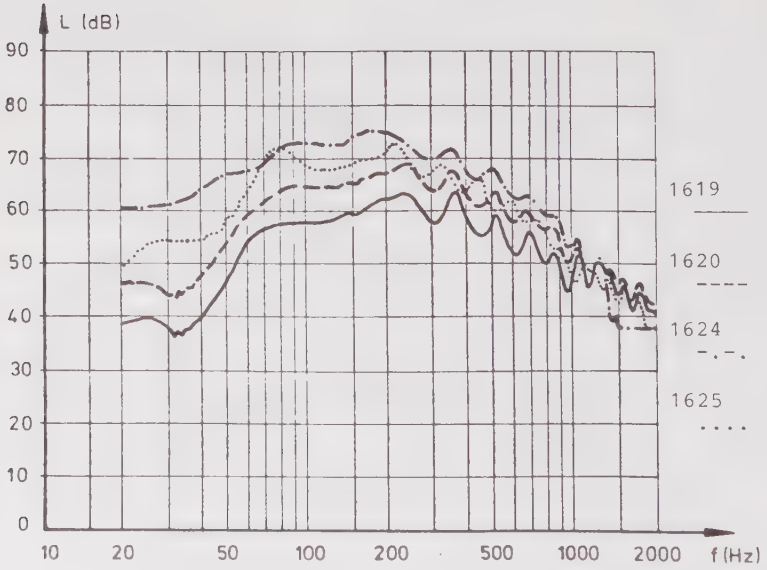


Abb. 7: Intraindividuelle Reproduzierbarkeit (Tykos) (wie bei Abb. 6)

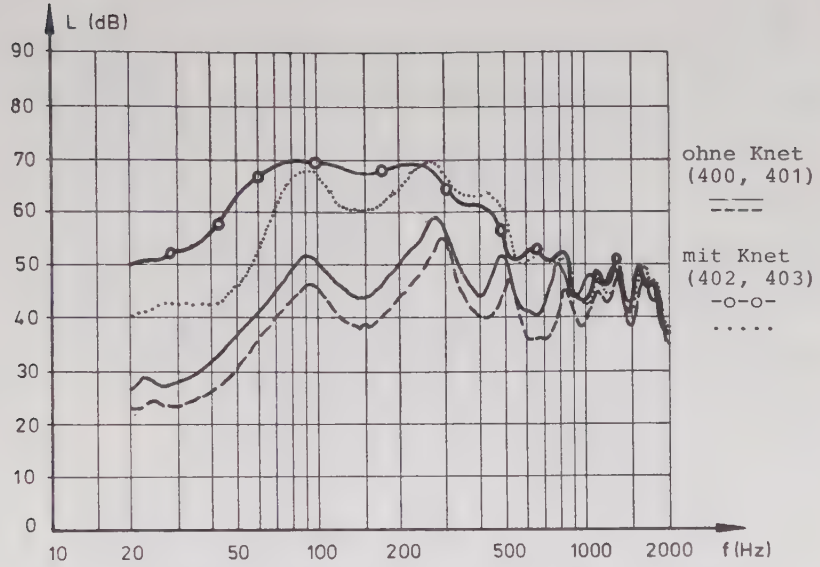


Abb. 8: Reproduzierbarkeit mit und ohne Knetmasse (Tykos) am Kunstkopf

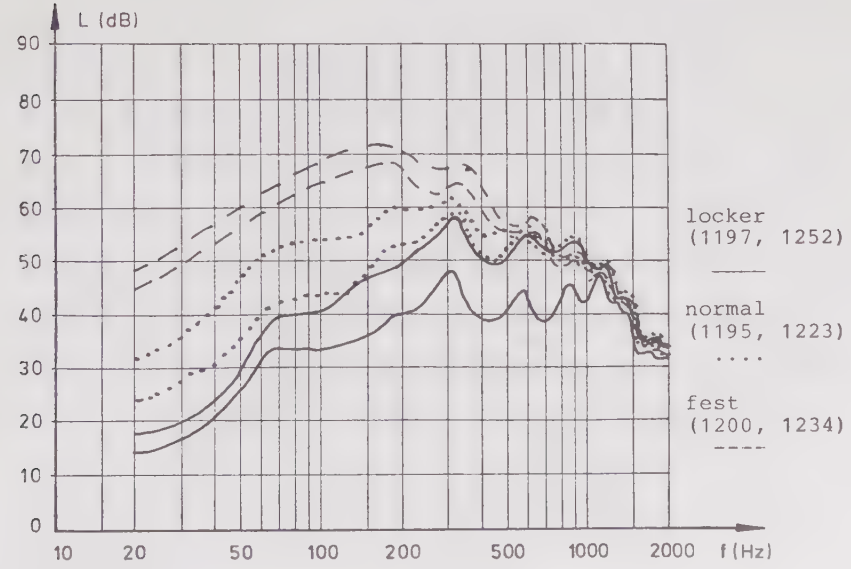


Abb. 9: Einsetzen der Oliven in den Kunstkopf mit verschieden starkem Druck

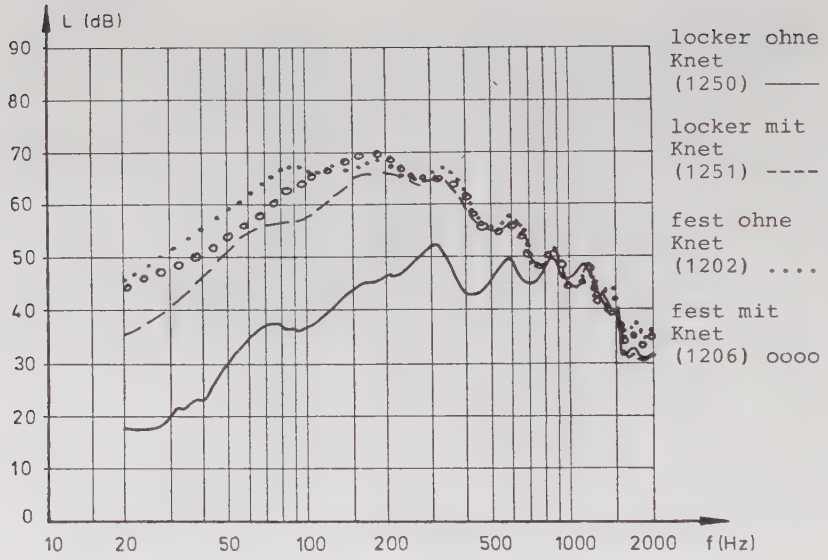


Abb. 10: Wirkung von Knetmasse und verschiedenem Einsetzdruck am Kunstkopf

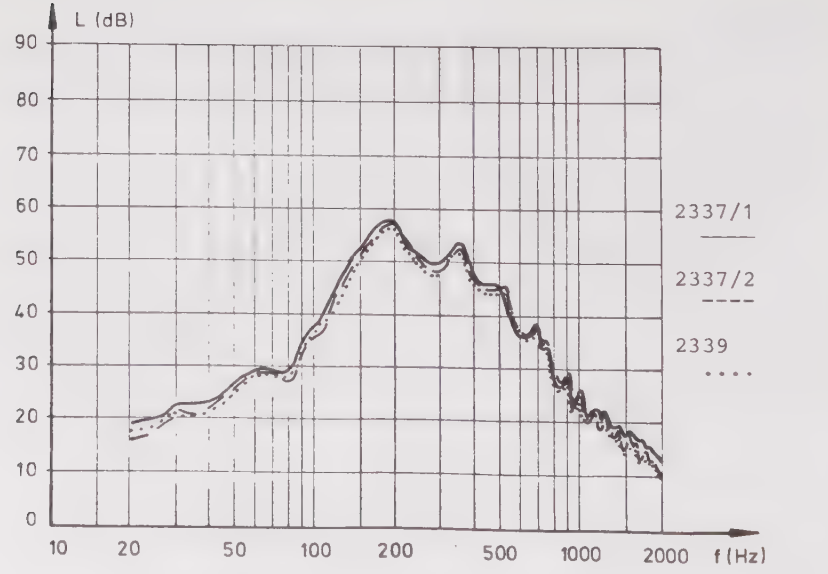


Abb. 11: Reproduzierbarkeit mit dem "künstlichen Ohr" (Tykos) bei direkt hintereinander durchgeführten Versuchen

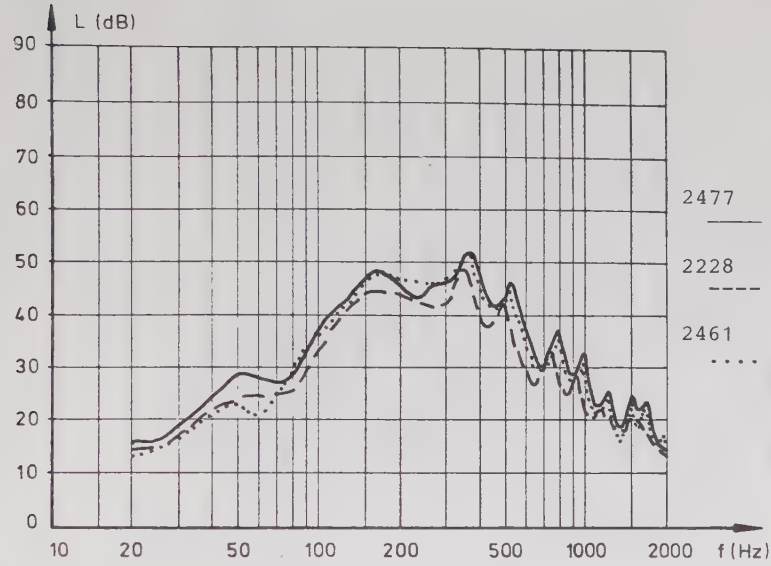


Abb. 12: Reproduzierbarkeit mit dem "künstlichen Ohr" (Tykos) bei Versuchen in Abständen von mehreren Wochen

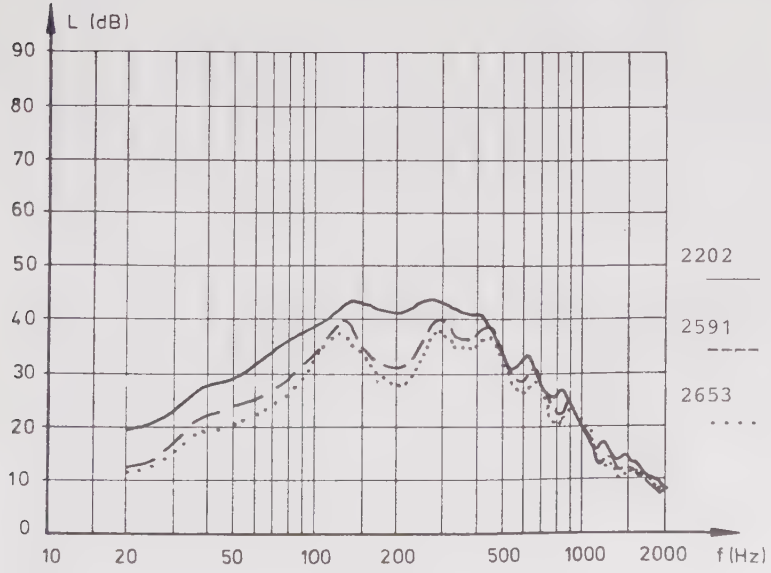


Abb. 13: Reproduzierbarkeit mit dem "Künstlichen Ohr" (Littmann) (wie bei Abb. 12)

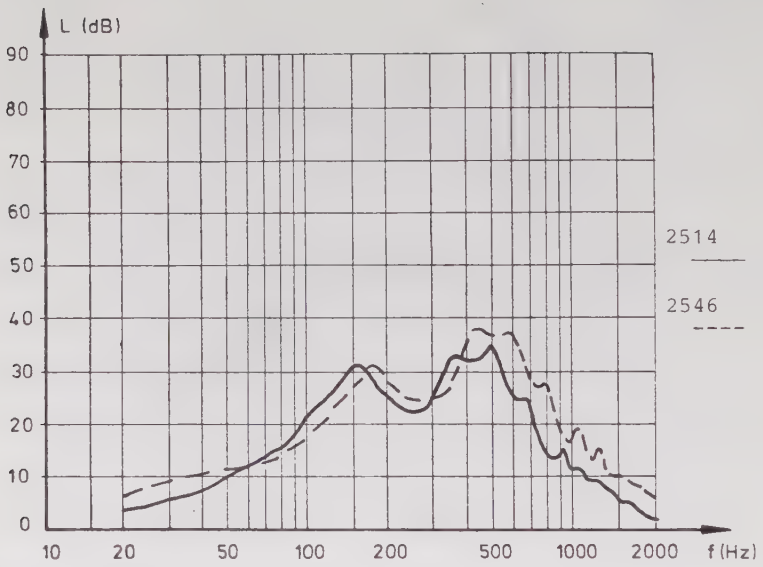


Abb. 14: Reproduzierbarkeit auf dem Leichenbrustwandstück

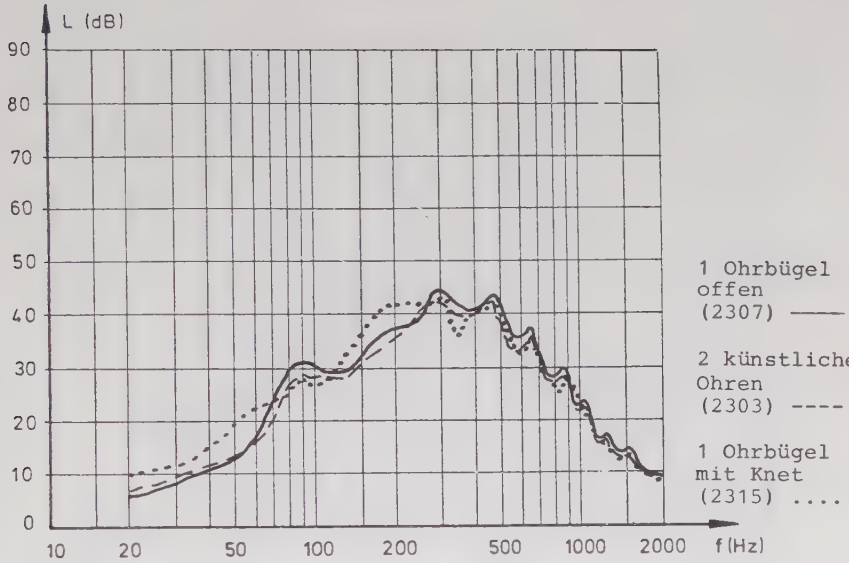


Abb. 15: Versuche mit dem zweiten Ohrbügel (Reister B-Stethoskop)

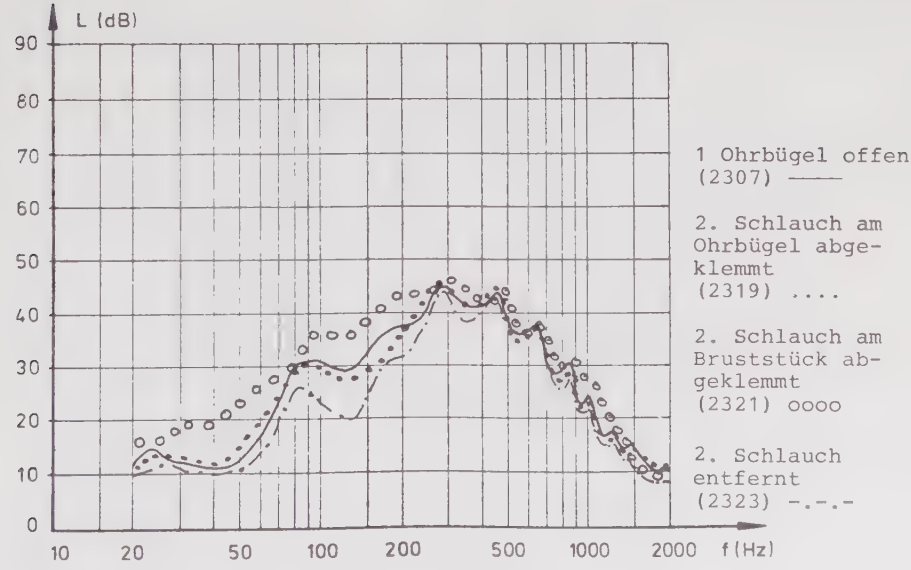


Abb. 16: Versuche mit dem zweiten Ohrbügel (Reister B-Stethoskop)

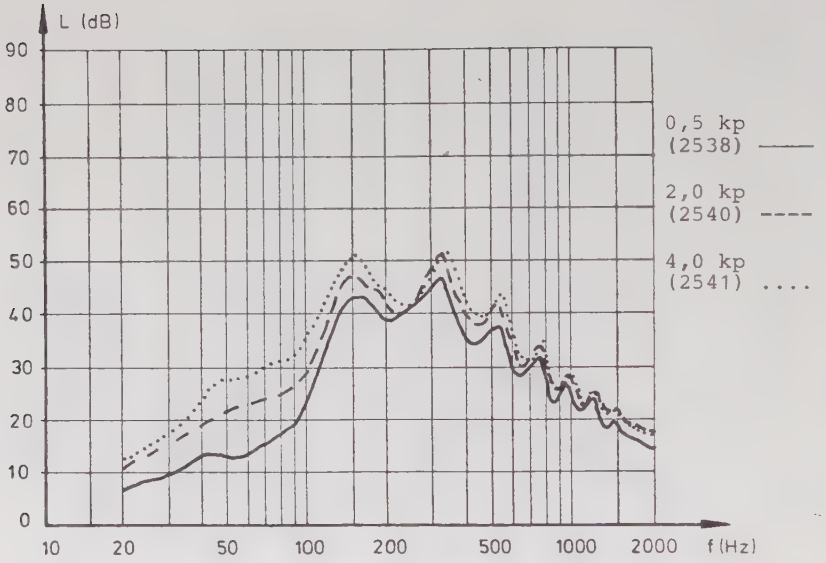


Abb. 17: Membranaufnehmer (Hewlett-Packard) bei verschiedenen Anpreßkräften auf Porogummi

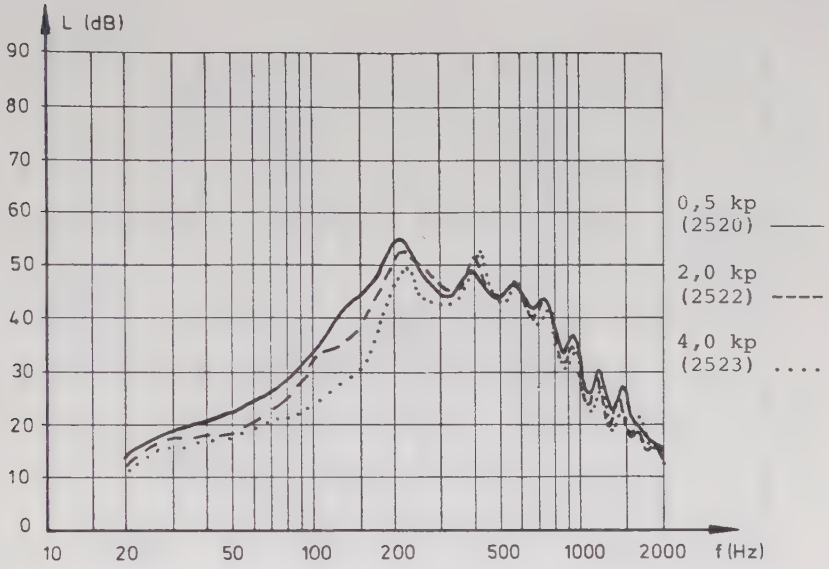


Abb. 18: Membranaufnehmer (Down, altes Modell) bei verschiedenen Anpreßkräften auf Porogummi

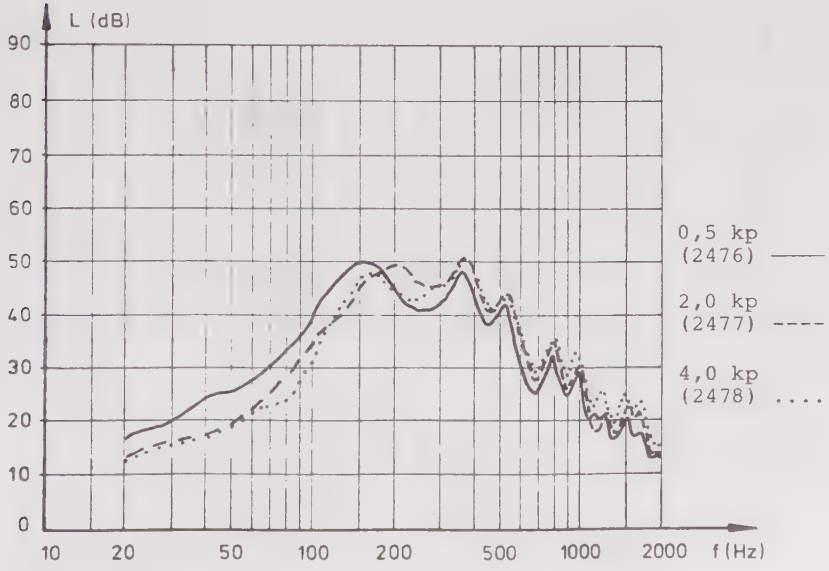


Abb. 19: Membranaufnehmer (Tykos, kleiner Aufnehmer) bei verschiedenen Anpreßkräften auf Porogummi

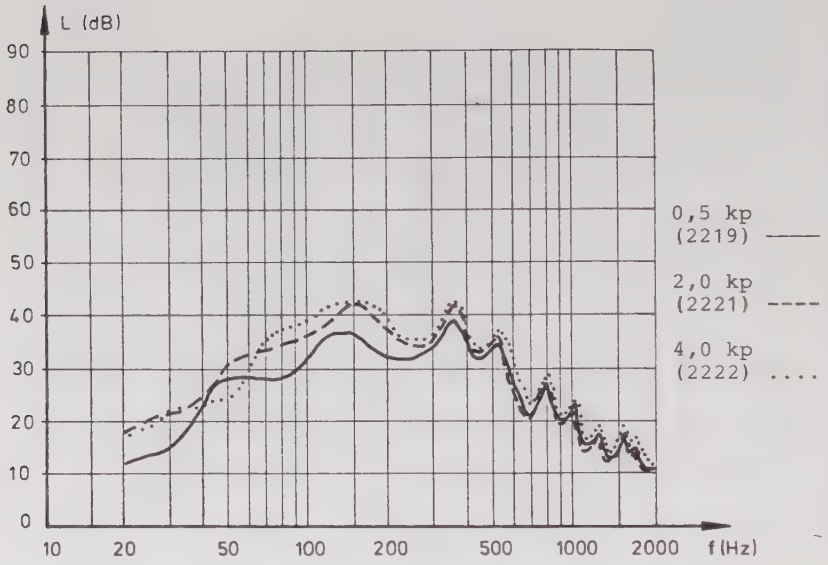


Abb. 20: Trichter (Tykos) bei verschiedenen Anpreß-kräften auf Porogummi

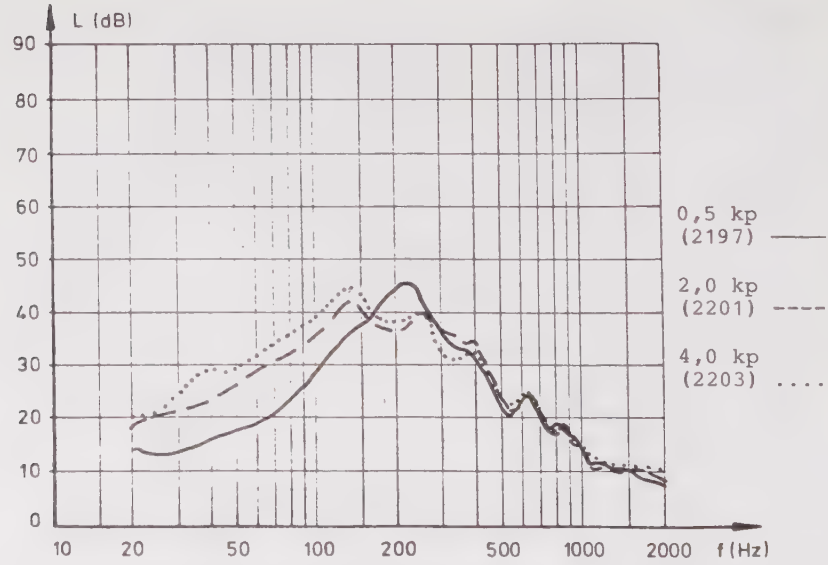


Abb. 21: Trichter (Littmann) bei verschiedenen Anpreß-kräften auf Porogummi

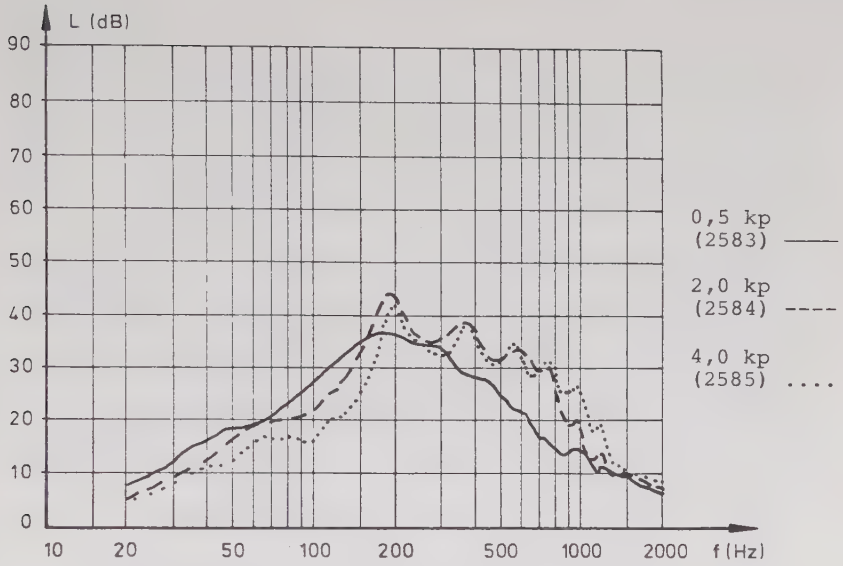


Abb. 22: Membranaufnehmer (Down, neues Modell) bei verschiedenen Anpreßkräften auf Leichenbrustwand

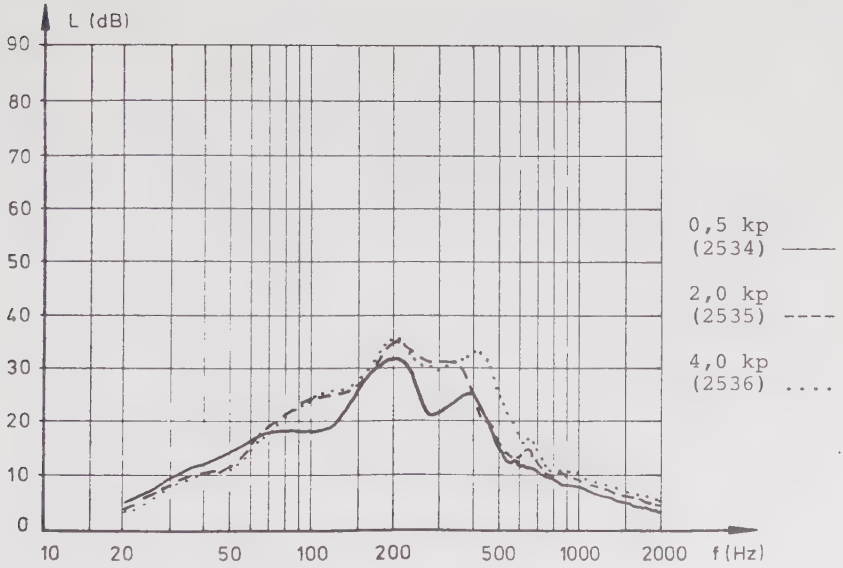


Abb. 23: Trichter (Down, altes Modell) bei verschiedenen Anpreßkräften auf Leichtenbrustwand

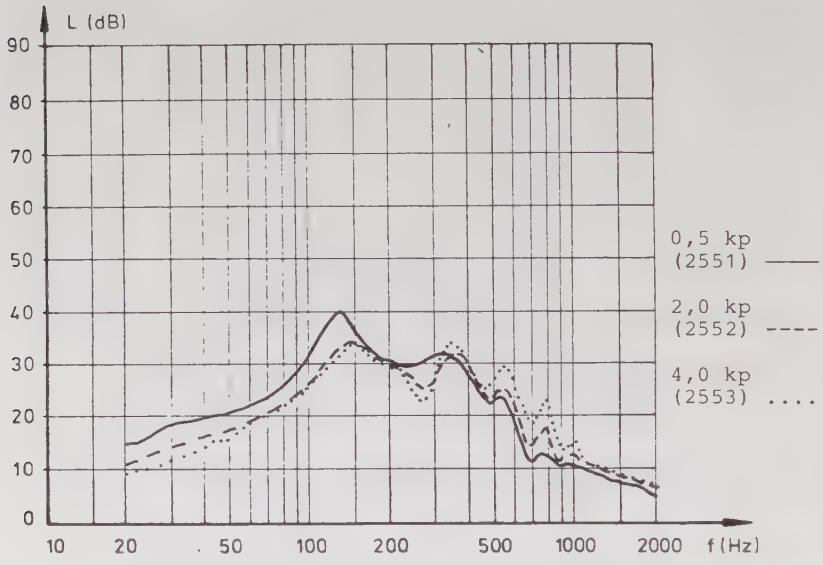


Abb. 24: Trichter (Hewlett-Packard) bei verschiedenen Anpreßkräften auf Leichenbrustwand

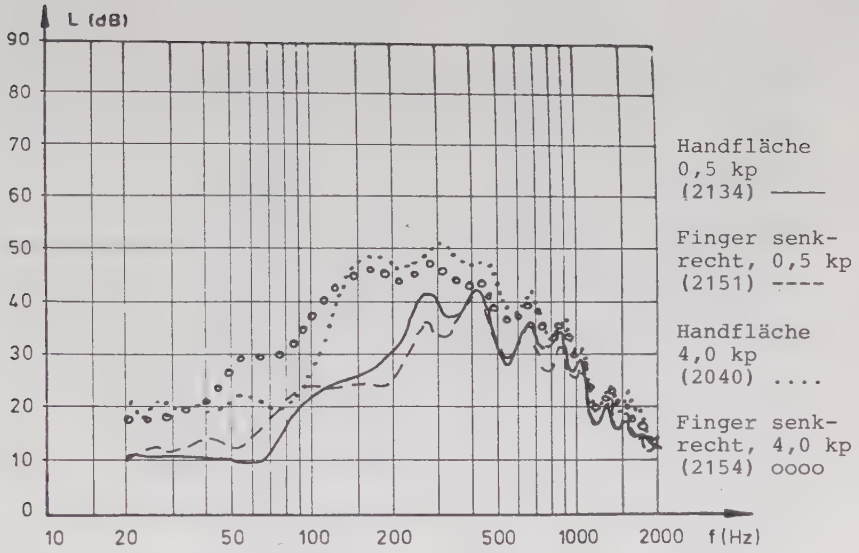


Abb. 25: Haltung der Stethoskopbruststücke (Reister)

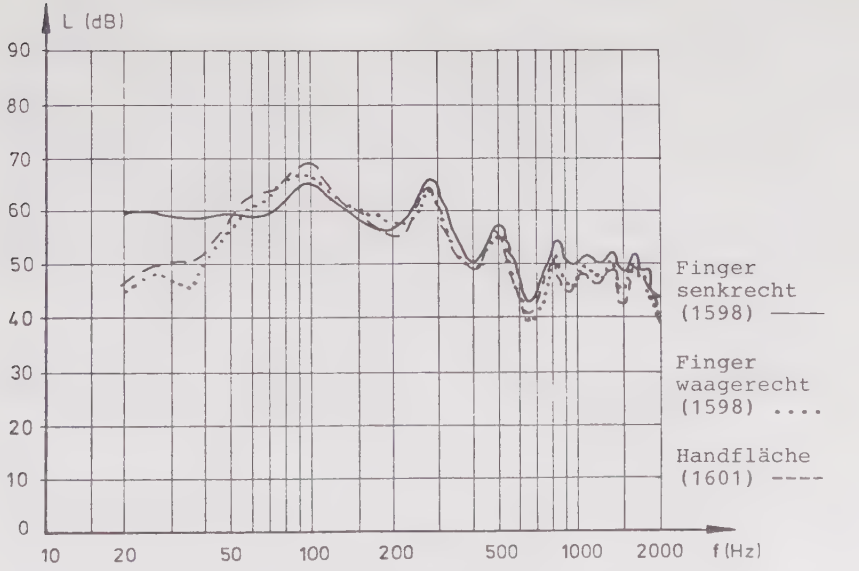


Abb. 26: Haltung der Stethoskopbruststücke (Tykos, 1 kp)

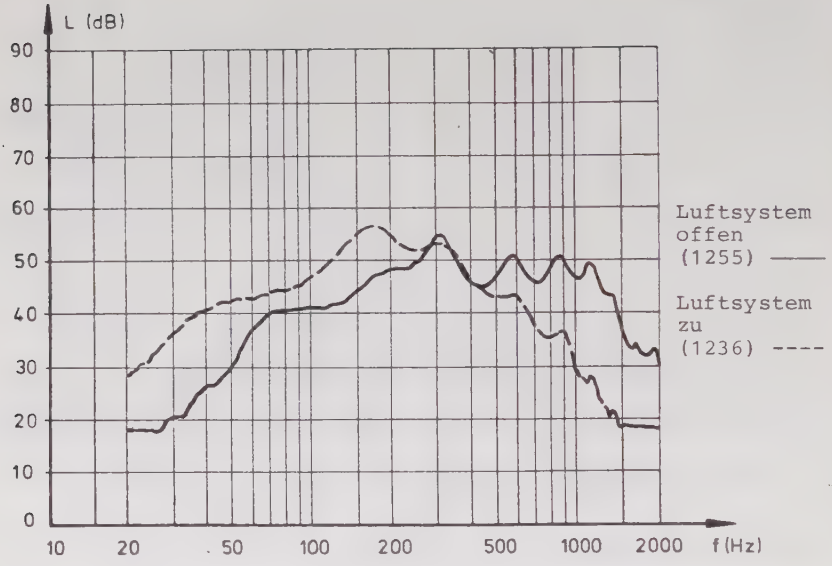


Abb. 27: Kurven mit offenem und geschlossenem Luftsystem

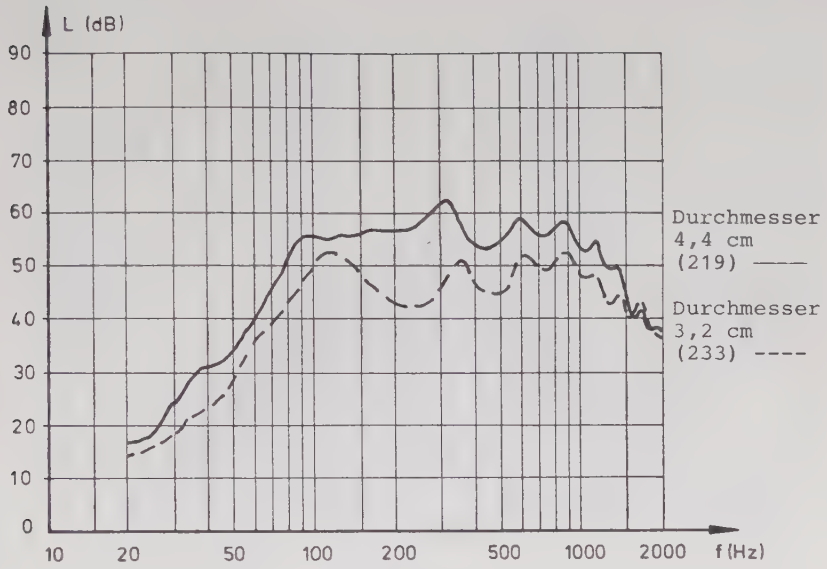


Abb. 28: Durchmesser von Membranbruststücken
(Hewlett-Packard, 1 kp)

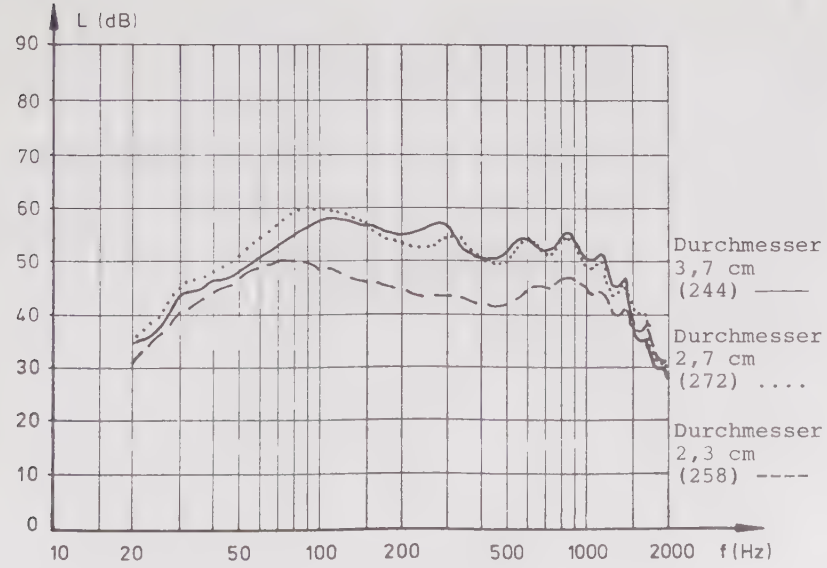


Abb. 29: Durchmesser von Trichterbruststücken
(Hewlett-Packard, 1kp)

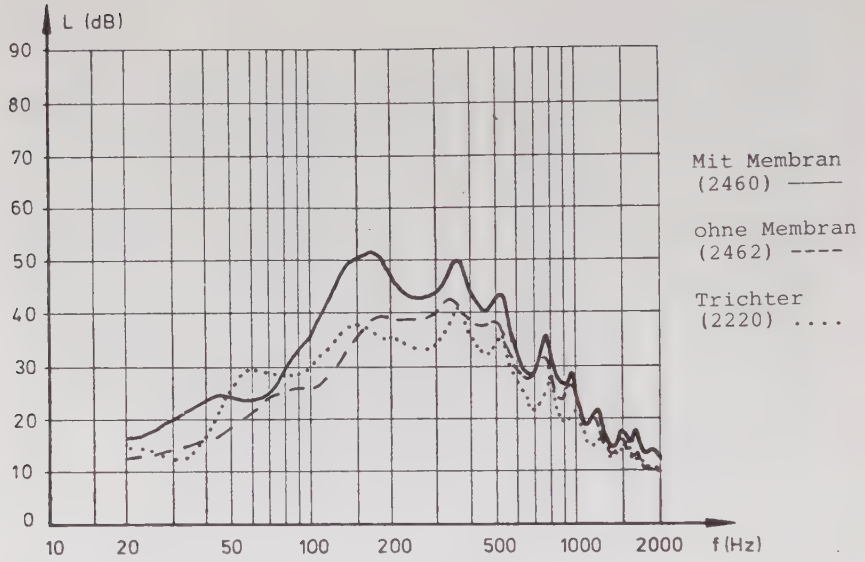


Abb. 30: Aufnehmer mit und ohne Membran
(Tykos, klein, 1 kp)

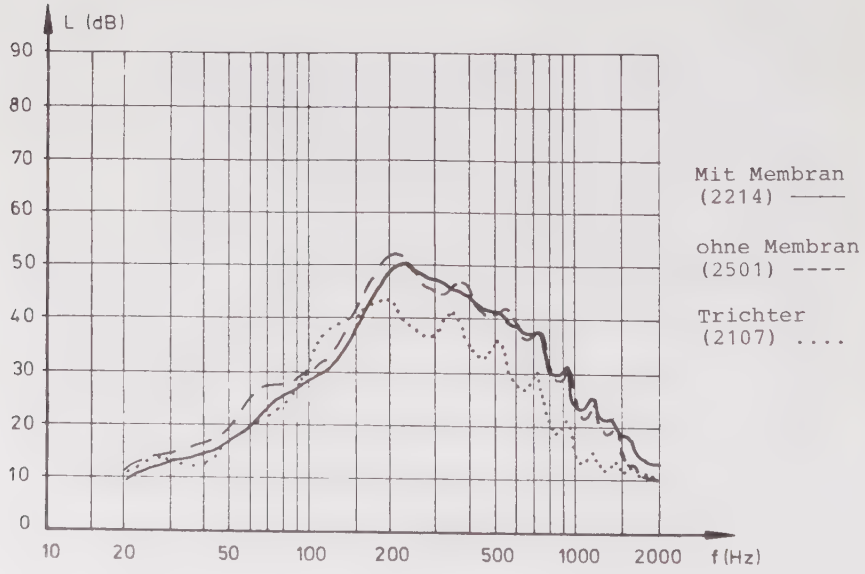


Abb. 31: Aufnehmer mit und ohne Membran
(Down, neu, 1 kp)

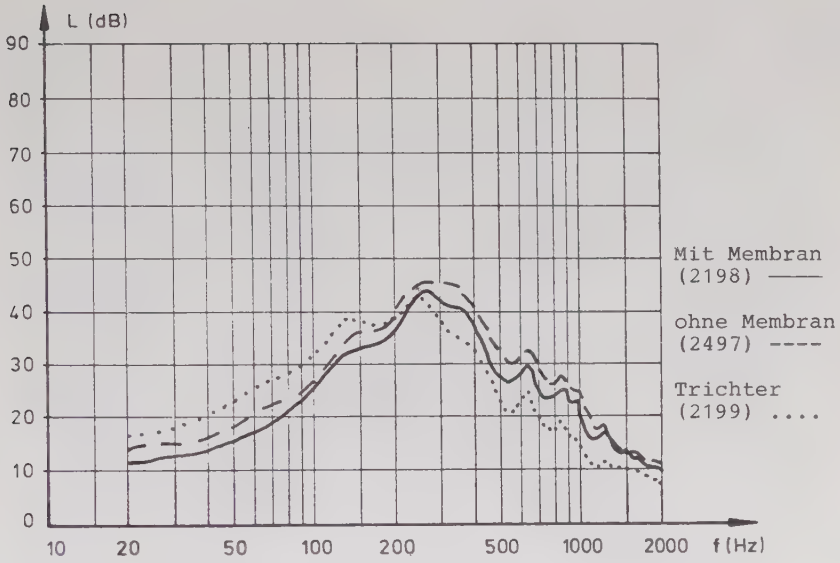


Abb. 32: Aufnehmer mit und ohne Membran
(Littmann, 1 kp)

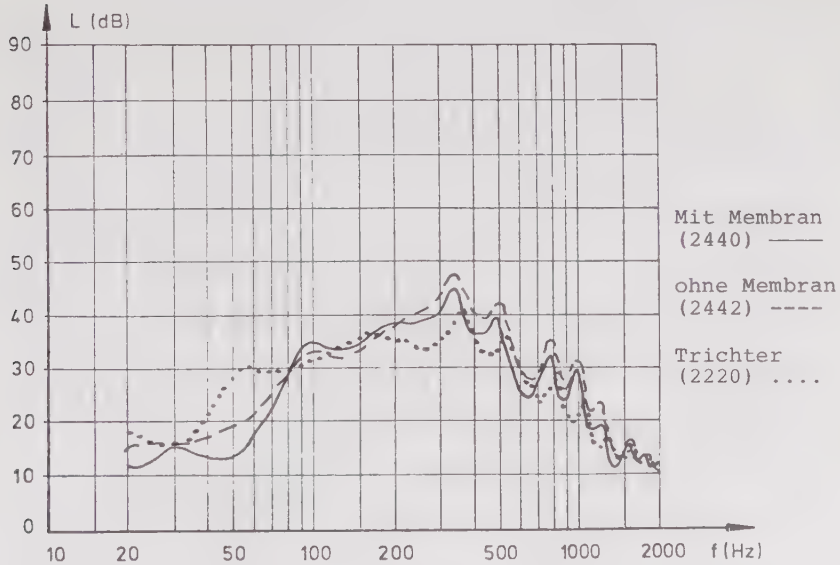


Abb. 33: Aufnehmer mit und ohne Membran
(Tykos, groß, 1 kp)

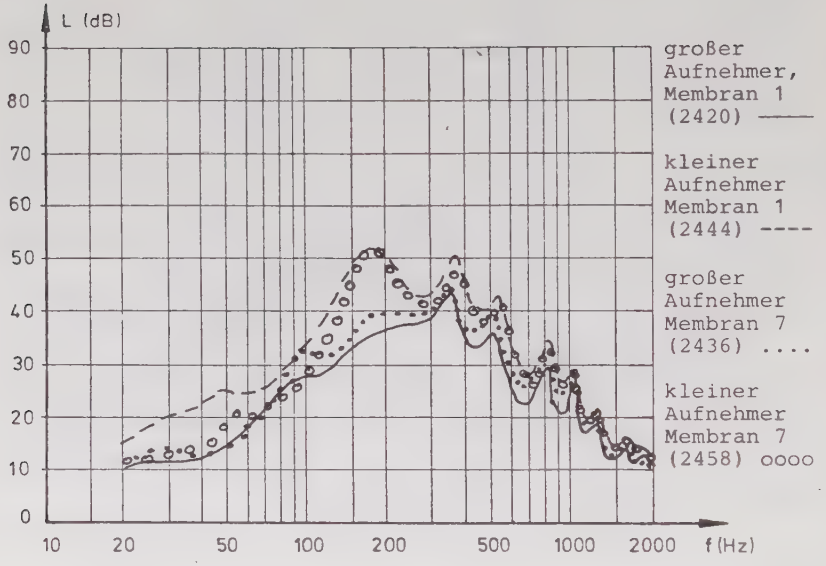


Abb. 34: Zwei Aufnehmer mit verschiedenen Membranen, 1 kp

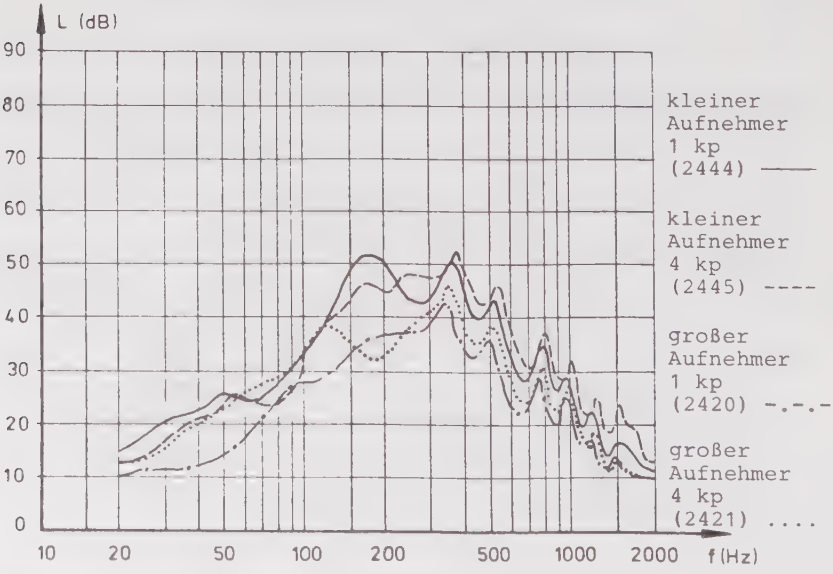


Abb. 35: Verhalten bei Steigerung der Anpreßkraft (Membran Nr. 1)

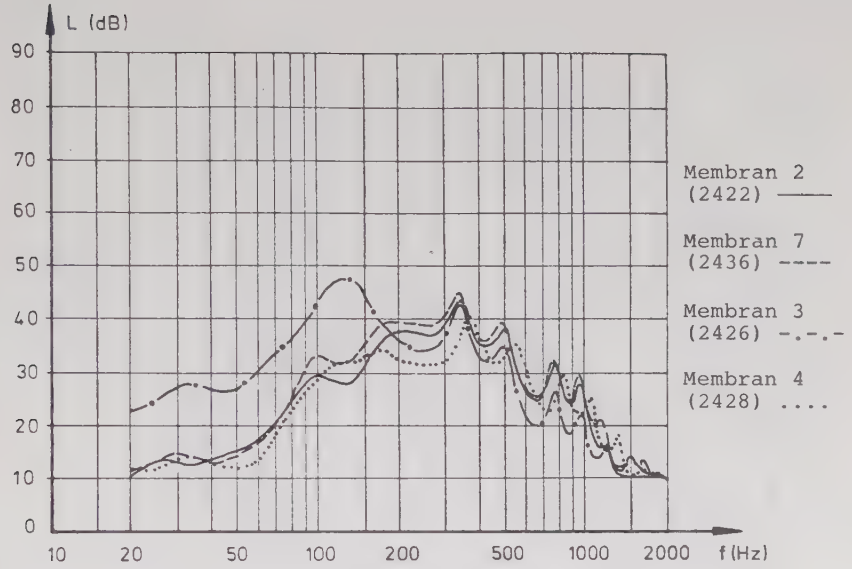


Abb. 36: Intensitätsvergleich bei verschiedenen Membranen (größerer Membranaufnehmer, 1 kp)

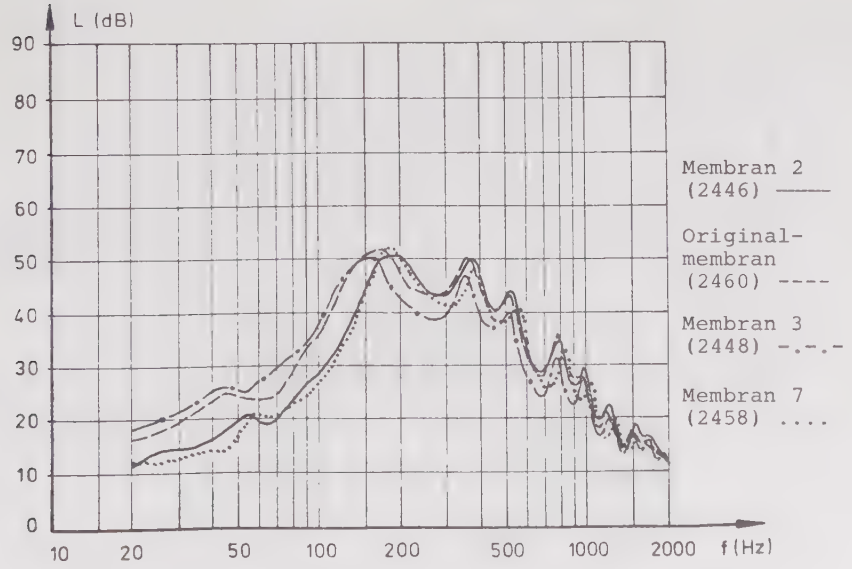


Abb. 37: Intensitätsvergleich bei verschiedenen Membranen (kleinerer Membranaufnehmer, 1 kp)

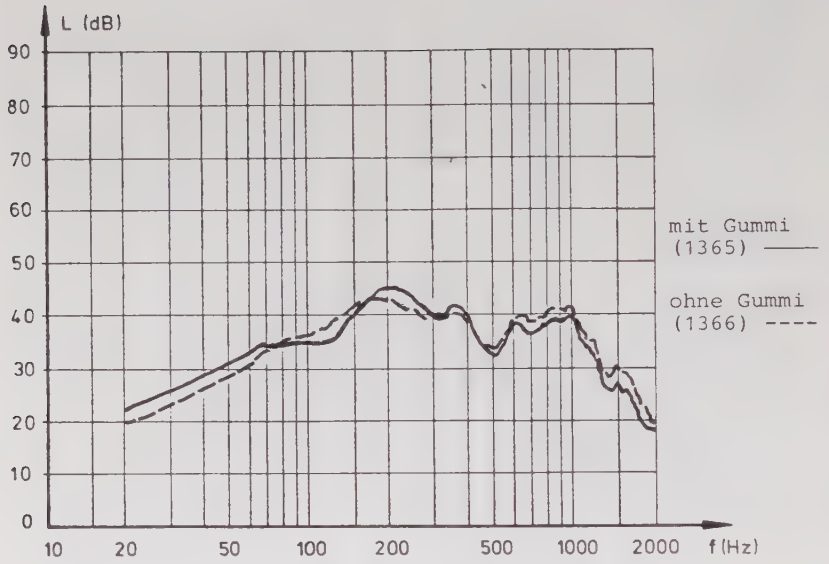


Abb. 38: Trichter mit und ohne Gummiberandung (Littmann) auf Porogummi, (1 kp)

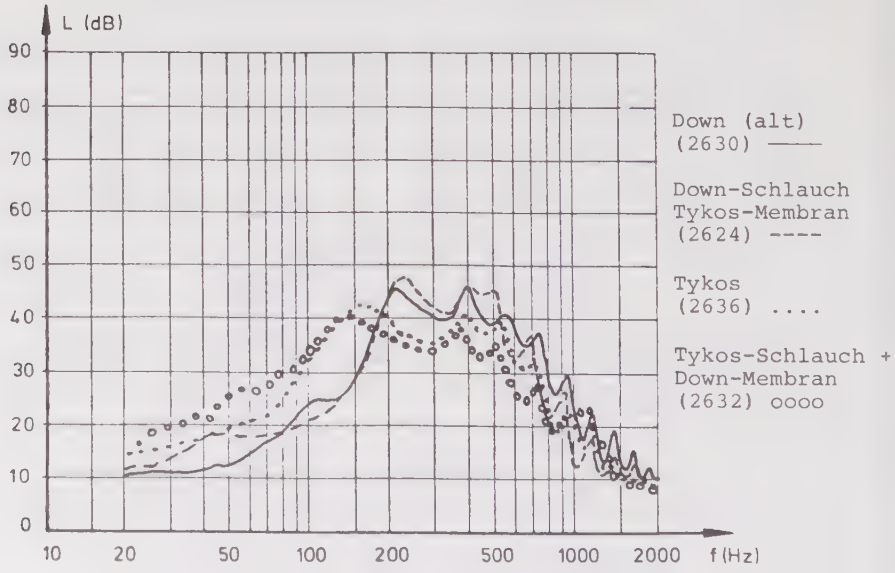


Abb. 39: Einfluß des Schlauches bei zwei verschiedenen Membranaufnehmern, (1 kp)

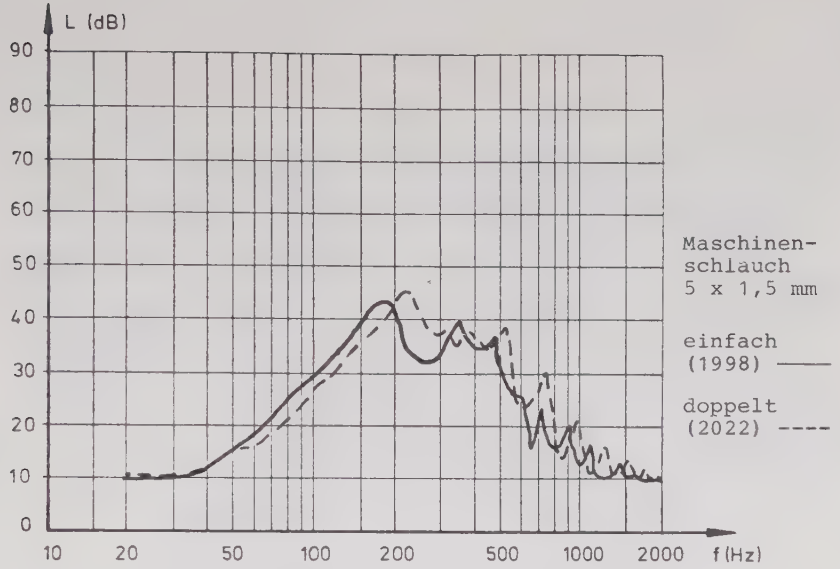


Abb. 40: Einfach- und Doppelschlauchsystem, Länge 40 cm, mit Membranbruststück bei 1 kp

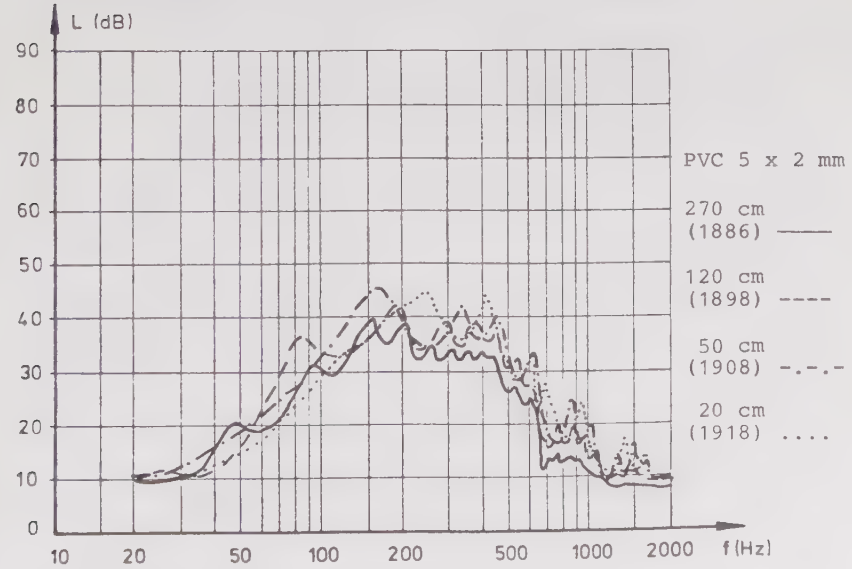


Abb. 41: Schlauchlänge (Membranbruststück, 1 kp)

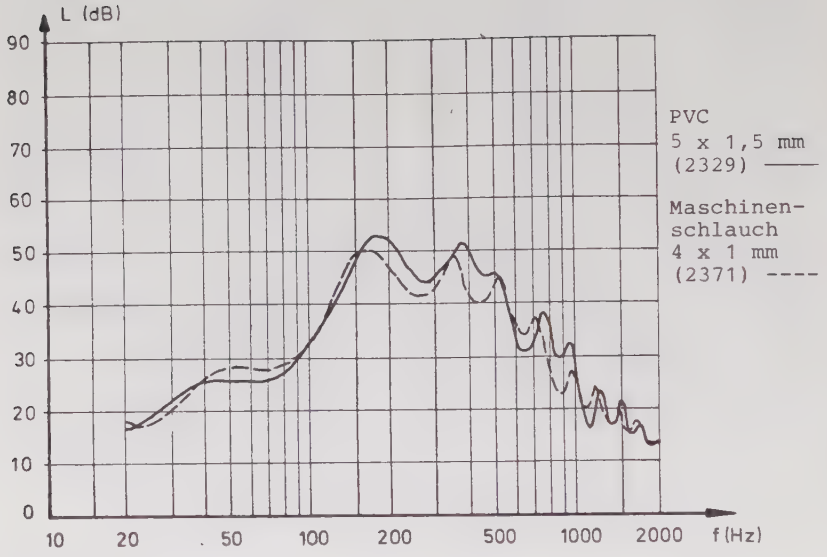


Abb. 42: Schlauchmaterial und Schlauchmaße (Membran, 1 kp)

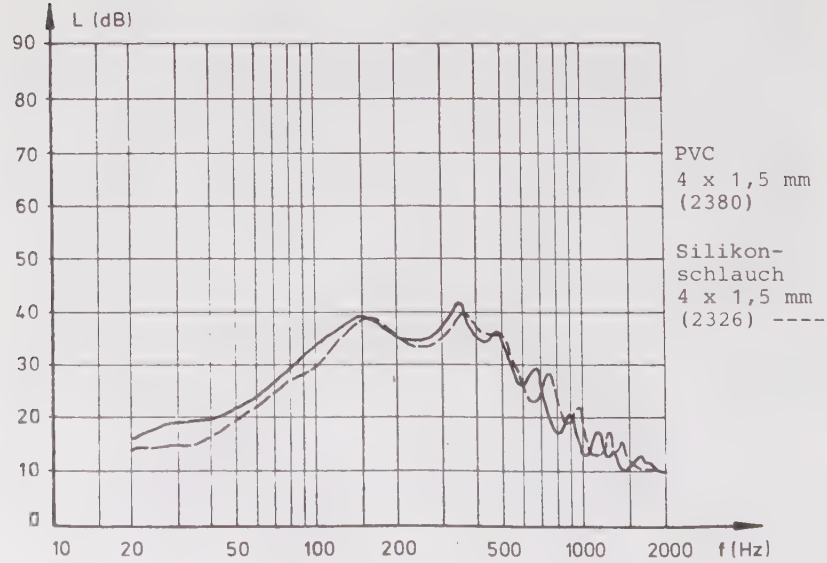


Abb. 43: Schlauchmaterial und Schlauchmaße (Trichter, 1 kp)

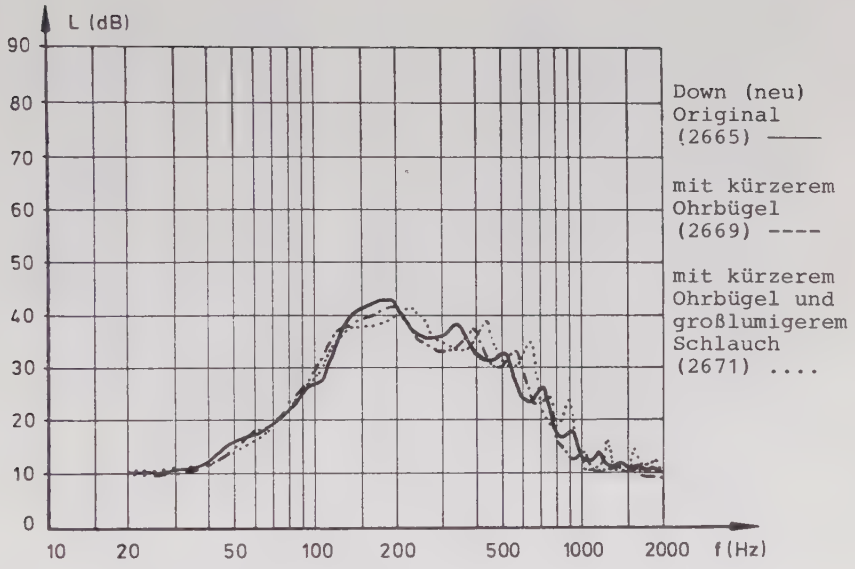


Abb. 44: Einfluß des Ohrbügels
Membranbruststück, 1 kp bei Down (neues Modell)

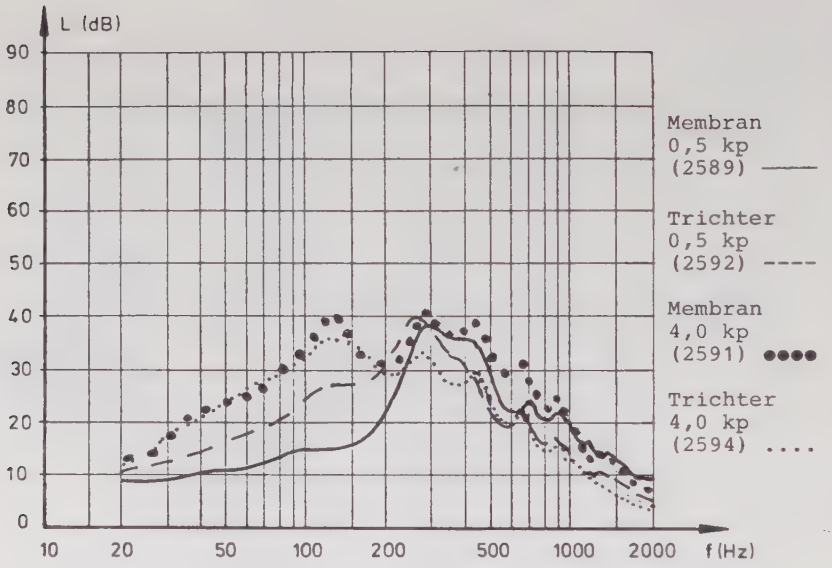


Abb. 45: Intensitätsvergleich bei Trichter und Membranbruststück (Porogummi, Littmann)

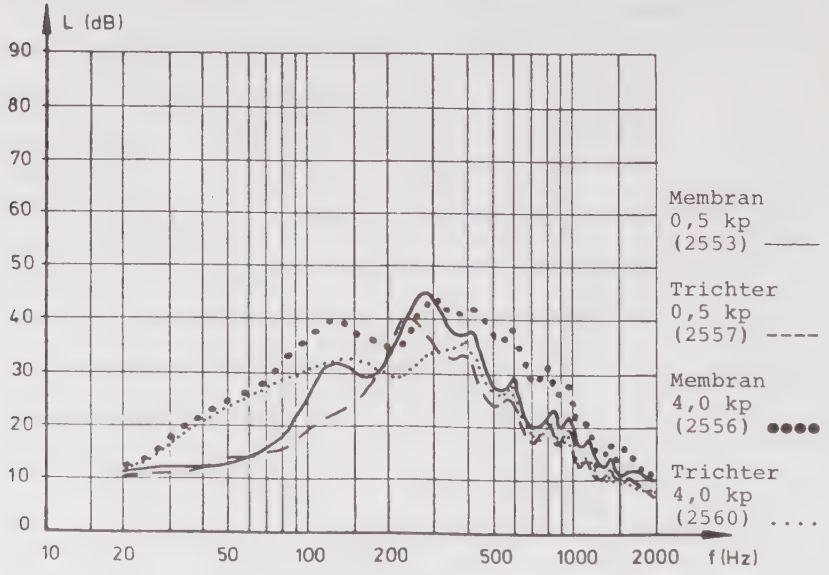


Abb. 46: Intensitätsvergleich bei Trichter und Membran (Porogummi, Chirurg)

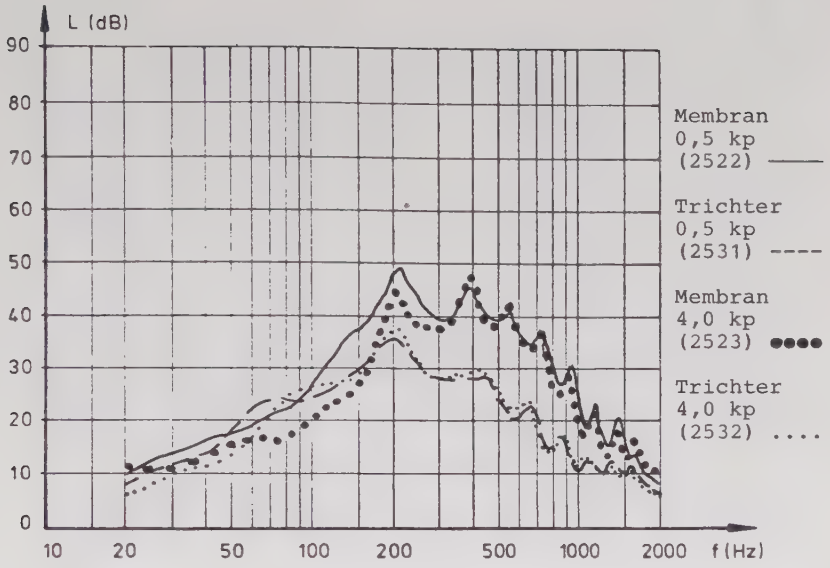


Abb. 47: Intensitätsvergleich bei Trichter und Membran (Porogummi, Down (alt))

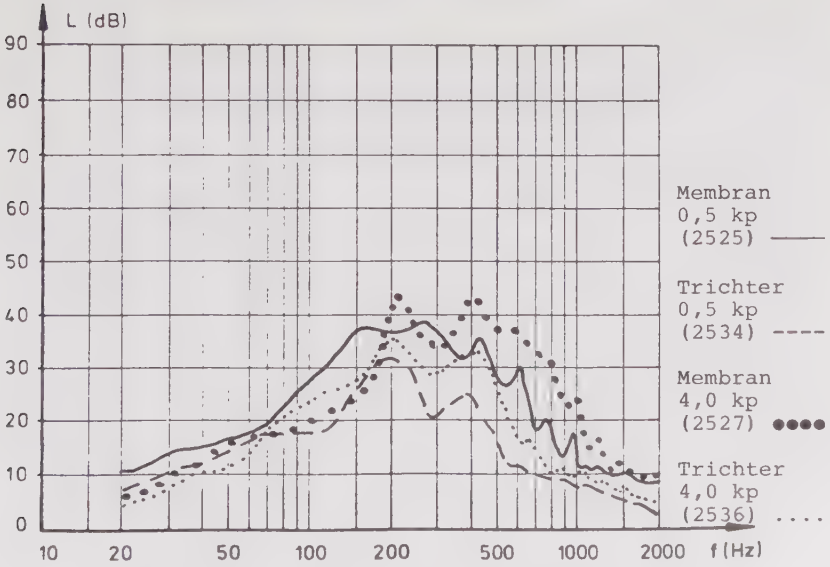


Abb. 48: Intensitätsvergleich bei Trichter und Membran (Brustwand, Down (alt))

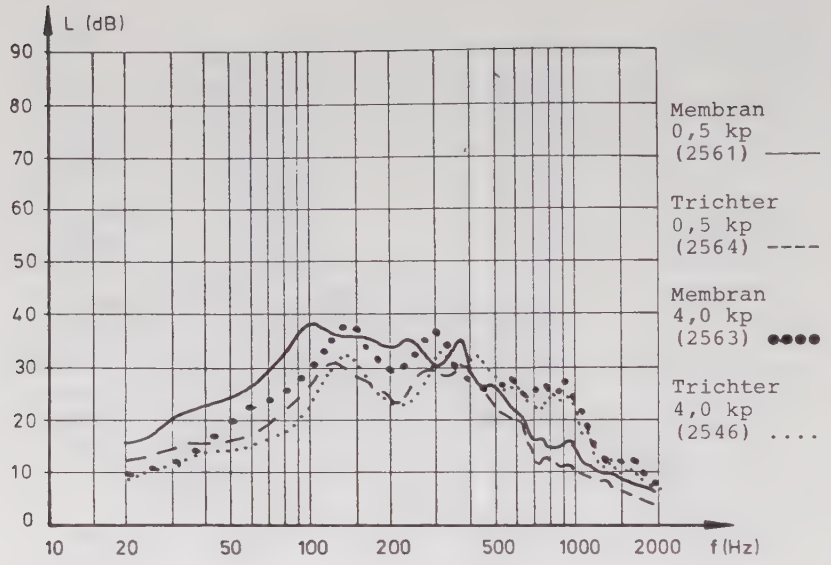


Abb. 49: Intensitätsvergleich bei Trichter und Membran (Brustwand, Chirurg)

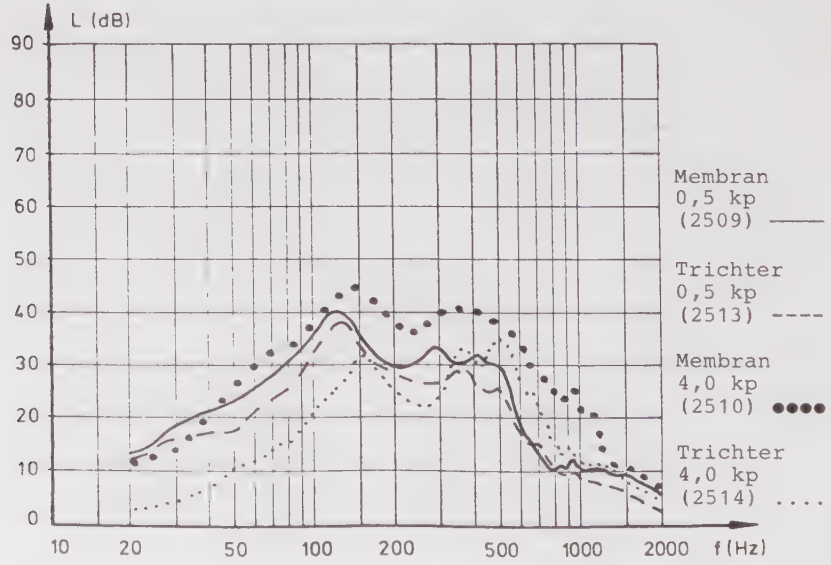


Abb. 50: Intensitätsvergleich bei Trichter und Membran (Brustwand, Tykos mit kleinerem Aufnehmer)

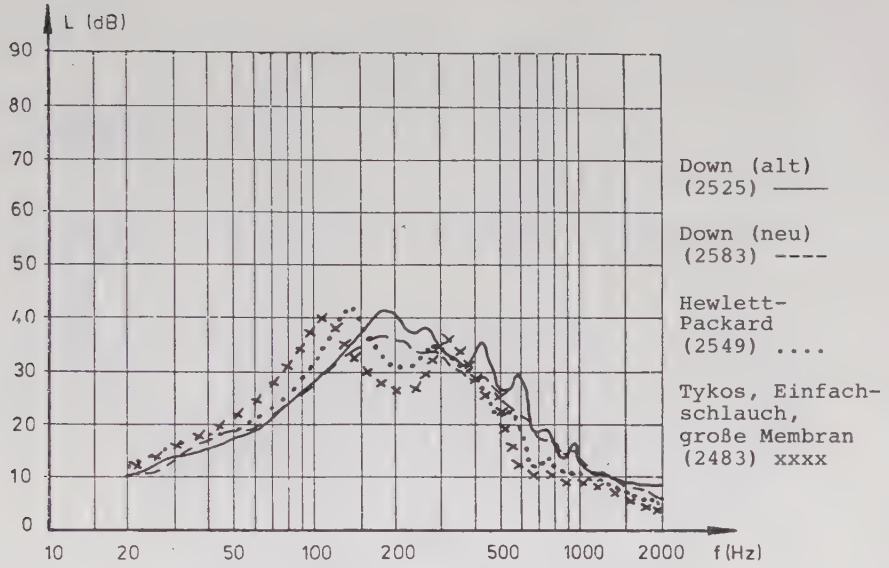


Abb. 51: Vergleich einiger handelsüblicher Stethoskope
(Brustwand, Membranbruststücke, 0,5 kp)

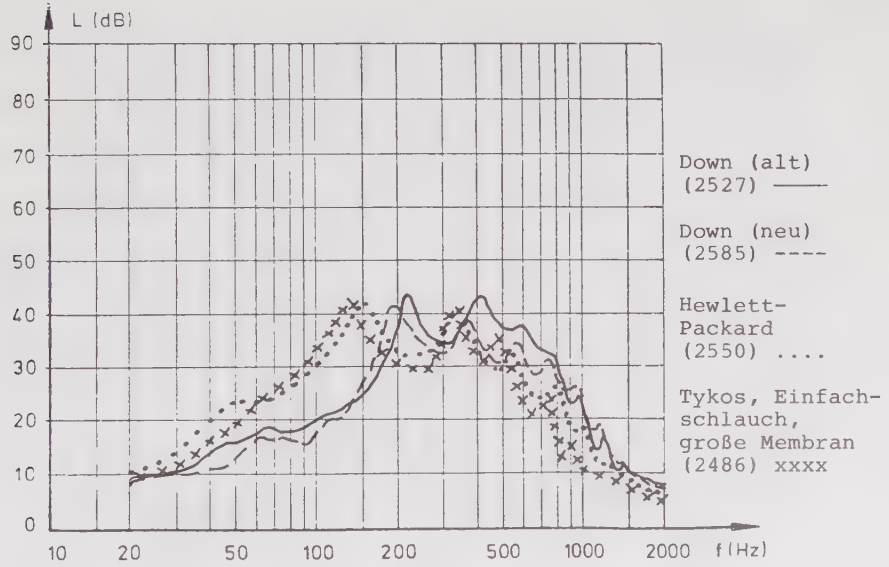


Abb. 52: Vergleich einiger handelsüblicher Stethoskope
(Brustwand, Membranbruststück, 4,0 kp)

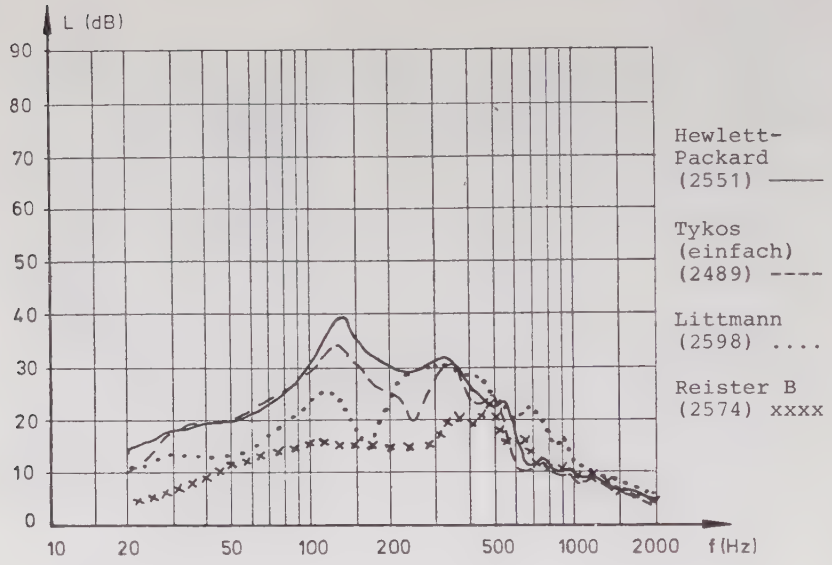


Abb. 53: Vergleich einiger handelsüblicher Stethoskope
(Brustwand, Trichterbruststücke, 0,5 kp)

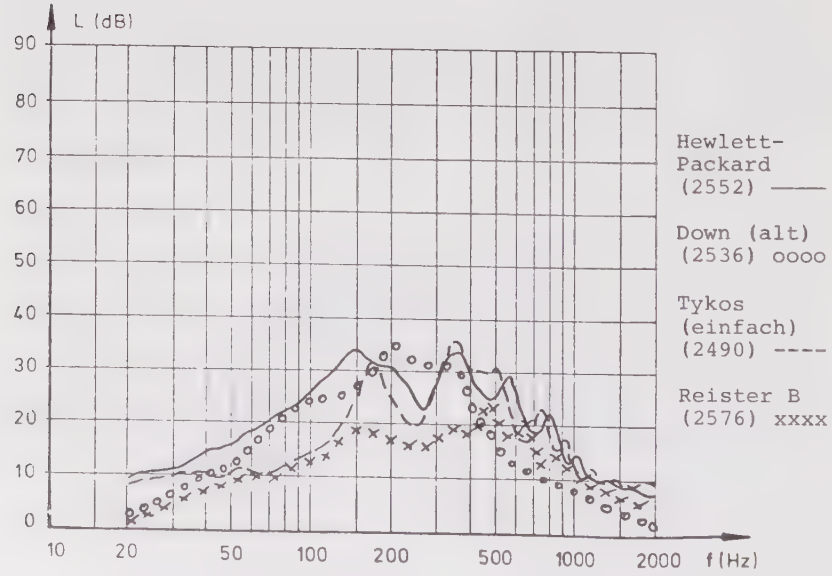


Abb. 54: Vergleich einiger handelsüblicher Stethoskope
(Brustwand, Trichterbruststücke, 4,0 kp)

D a n k e n

möchte ich am Schluß allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. K. Kochsiek (jetzt Universität Würzburg), der mir die Gelegenheit gab, dieses Thema zu bearbeiten.

Weiterhin zu danken habe ich Herrn Dr.-Ing. F. Quante vom Fraunhofer-Institut für Informations- und Datenverarbeitung, Karlsruhe, der die Meßmethode erarbeitet und aufgebaut hat und mir bei den Untersuchungen jederzeit behilflich war.

8. Lebenslauf

Geboren wurde ich, Angelika Maria Tarsilla Zeh, am 10.1.1956 in Tübingen als Tochter von Dr. med. Erich Zeh und Ruth Zeh geb. Mauser, Apothekerin.

Von 1963 bis 1966 besuchte ich die Volksschule, zuerst in Tübingen, nach dem Wechsel meines Vaters an die II. Medizinische Klinik des Städtischen Klinikums Karlsruhe die dortige Grundschule. Im Dezember 1966 wechselte ich auf das Markgrafengymnasium Karlsruhe-Durlach über, wo ich im Mai 1975 das Abitur ablegte.

Im Herbst 1975 begann ich das Studium der Medizin an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen. Dort legte ich die Ärztliche Vorprüfung im August 1977, den Ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung im August 1978 und den Zweiten Abschnitt im August 1980 ab.

Von Oktober 1980 bis September 1981 war ich als Student im Praktischen Jahr in den Städtischen Krankenanstalten Esslingen (Wahlfach Pädiatrie) tätig und legte am 20. Oktober 1981 den Dritten Teil der Ärztlichen Prüfung ab.

Seit 1. Februar 1982 bin ich in der Chirurgischen Abteilung des Marienhospitals in Stuttgart als Assistenzärztin tätig.